

Review Paper

A Review Study of Possible Errors in the Process of Dose Delivery of Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT)¹

Vida Khodabandeh-Baygi², Laleh Rafat-Motavalli^{*3} and Elieh Hoseinian-Azghadi⁴

Received: 2021.02.08

Revised: 2021.04.21

Accepted: 2021.06.12

Abstract

Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT) is one of the modern technologies of external radiotherapy, which underwent widespread clinical adoption in medical centers. Modern radiotherapy makes use of new technologies in design, treatment, and delivery systems. However, despite the advantages of IMRT compared to previous methods, radiotherapy errors are still an obstacle to achieving the desired dose distribution. In this paper, effective errors of the IMRT technique, together with the sensitivity of different quality assurance (QA) procedures in diagnosis are investigated and classified. According to these studies, in addition to the importance of human errors in delivery and patient positioning, beam correction device errors are other most effective sources of delivery errors, responsible for 35% to 50% of radiotherapy uncertainties. Thus, IMRT QA methods such as diode detectors, films, electronic portal images, log files, and artificial intelligence methods have been used extensively to investigate the MLC leaf positioning errors. Moreover, uncertainties of treatment couch design and MLC modeling in TPS should not be underestimated, since numerous studies have demonstrated that various couch tops include non-negligible beam attenuation, ranging from 4% to 9% for a gantry angle of 0°. Whereas posterior oblique beams are often used in the IMRT process. This article aims to highlight the importance of recognition and correction of radiotherapy uncertainties and reduce possible accidents during an IMRT process by precisely knowing various IMRT QA procedures.

Keywords: *Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT), Radiotherapy Errors, Quality Assurance (QA), Gamma Index.*

¹ DOI: 10.22051/ijap.2021.35081.1196

² Ph. D. Student, Physics Department, Faculty of Sciences, Ferdowsi University of Mashhad, Mashhad, Iran. Email: vida_khodabandeh@mail.um.ac.ir

³ -Associate Professor, Physics Department, Faculty of Sciences, Ferdowsi University of Mashhad, Mashhad, Iran. (Corresponding Author). Email: rafat@um.ac.ir

⁴ Researcher, Research Center, Nazeran Oncology Hospital, Mashhad, Iran. Email: eliehssnn@gmail.com

فصلنامه علمی فیزیک کاربردی ایران، دانشگاه الزهرا

سال یازدهم، پیاپی ۲۴، بهار ۱۴۰۰

مقاله ترویجی

مروری بر خطاهای احتمالی در فرایند تحویل دُز پرتودرمانی به روش شدت تعدیل شده^۱

ویدا خدابنده بایگی^۲، لاله رفعت متولی^{۳*} و علییه حسینیان ازغدی^۴

تاریخ دریافت: ۱۳۹۹/۱۱/۲۰

تاریخ بازنگری: ۱۴۰۰/۰۲/۰۱

تاریخ پذیرش: ۱۴۰۰/۰۲/۲۲

چکیده

پرتودرمانی با شدت تعدیل شده، به عنوان یکی از فناوری‌های نوین پرتودرمانی خارجی در مراکز درمانی مختلف استفاده شده است. لیکن، با وجود مزیت‌های این روش در مقایسه با روش‌های پیشین پرتودرمانی خارجی و استفاده از فناوری‌های جدید در سیستم طراحی درمان و تحویل دُز، همچنان خطاهای پرتودرمانی مانعی برای دستیابی به توزیع

1 DOI: 10.22051/ijap.2021.35081.1196

^۲ دانشجوی دکترا، گروه فیزیک، دانشکده علوم، دانشگاه فردوسی مشهد، مشهد، خراسان رضوی، ایران.

Email: vida_khodabandeh@mail.um.ac.ir

^۳ دانشیار، گروه فیزیک، دانشکده علوم، دانشگاه فردوسی مشهد، مشهد، خراسان رضوی، ایران. (نویسنده مسئول). Email: rafat@um.ac.ir

^۴ پژوهشگر، مرکز تحقیقات، بیمارستان انکولوژی ناظران، مشهد، ایران؛ پژوهشگر، واحد آموزش و پژوهش، مرکز رادیوتراپی و انکولوژی رضا،

مشهد، ایران. Email: eliehssn@gmail.com

دز مطلوب در بیماران محسوب می‌شوند. در این نوشتار، خطاهای مؤثر در پرتودرمانی با شدت تعدیل‌شده و حساسیت روش‌های تضمین کیفیت مختلف در تشخیص و طبقه‌بندی آن‌ها بررسی شده است. بر اساس این مطالعات، علاوه بر اهمیت خطاهای انسانی در تحویل باریکه تابشی و مکان‌دهی صحیح بیماران، خطاهای ابزارهای اصلاح باریکه، یکی دیگر از مؤثرترین منابع عدم قطعیت تحویل باریکه تابشی است، به طوری که در حدود ۳۵٪-۵۰٪ از خطاهای پرتودرمانی را شامل می‌شوند. به همین منظور، روش‌های تضمین کیفیت متنوعی، مانند آشکارسازهای دیودی، فیلم‌ها، تصاویر پرتال الکترونیکی، فایل‌های لاگ و هوش مصنوعی در بررسی خطاهای مکانی کلیماتورهای چندتیغه‌ای استفاده شده است. از طرف دیگر، برای کاهش عدم قطعیت در محاسبه دز پرتودرمانی، مدل‌سازی کلیماتورهای چندتیغه‌ای و تخت‌درمان در سیستم طراحی درمان نیز باید مدنظر قرار گیرد. بر اساس مطالعات متعدد، تضعیف باریکه تابشی در تخت‌های درمان مختلف در زاویه گانتری صفر درجه در محدوده بزرگ ۴٪ تا ۹٪ بوده است. این در حالی است که در پرتودرمانی با شدت تعدیل‌شده، اغلب از باریکه‌های مایل خلفی استفاده می‌شود. بنابراین، با شناخت هوشمندانه عدم قطعیت‌های موجود در فرایند تحویل باریکه تابشی و روش‌های تضمین کیفیت بیمار، توانایی ما در پیشگیری از حوادث احتمالی و درمان مطلوب بیماران افزایش می‌یابد.

واژگان کلیدی: پرتودرمانی با شدت تعدیل‌شده، خطاهای پرتودرمانی، تضمین کیفیت بیمار، شاخص گاما.

۱. مقدمه

یکی از فناوری‌های پیشرفته پرتودرمانی خارجی، پرتودرمانی به روش شدت تعدیل‌شده^۱ است. در این روش، هدف مهم پرتودرمانی یعنی توقف رشد یاخته‌های سرطانی با تحویل صحیح باریکه تابشی به ناحیه درمان و همزمان حفاظت از بافت‌های سالم مجاور تومور با استفاده از روش طراحی معکوس^۲ و بهره‌گیری از کلیماتورهای چندتیغه‌ای^۳ به طور مطلوبی برآورده شده است [۱-۳]. لیکن،

^۱ Intensity modulated radiation therapy (IMRT)

^۲ Inverse planning

^۳ Multileaf collimators (MLC)

به دلیل پیچیدگی در فناوری‌های طراحی و تحویل درمان، عوامل متعددی در صحت تحویل دز در پرتودرمانی با شدت تعدیل شده شرکت دارند. بنابراین، به منظور جلوگیری از گسترش خطاها در حین درمان، وجود تضمین کیفیتی^۱ مؤثر و ایمن پیش از تحویل درمان ضروری است [۴، ۵]. براساس پیشنهاد^۲ شورای بین‌المللی واحد تابش^۳، در تحویل دز جذبی به حجم هدف، حداقل صحت ۵٪ نیاز است [۶] و از آنجا که انباشت خطاهای کوچک می‌تواند به تحویل دز بالینی نامطلوبی به بیمار بیانجامد، عدم قطعیت در هر مرحله از فرایندهای پرتودرمانی باید به حد مطلوبی کاهش یابد.

از آغاز پرتودرمانی با شدت تعدیل شده، روش‌های تضمین کیفیت متنوعی برای بررسی صحت درمان توسعه یافته‌اند [۷]؛ از جمله روش‌های تضمین کیفیت متداول پرتودرمانی در این روش، مقایسه توزیع دز اندازه‌گیری شده توسط محفظه یونش، فیلم و آشکارسازهای دوبعدی و سه‌بعدی با توزیع دز محاسبه شده در سیستم طراحی درمان است. مقایسه توزیع دز، اساس تضمین کیفیت پرتودرمانی با شدت تعدیل شده است و اثربخشی آن می‌تواند توانایی ما را در تشخیص خطاهای سیستم طراحی و تحویل درمان نشان دهد [۸]. یکی از روش‌های مقایسه توزیع دز در تضمین کیفیت پرتودرمانی با شدت تعدیل شده، روش تحلیل گاما است. این روش که ترکیبی از دو معیار^۴ اختلاف دز^۵ و^۶ فاصله تا توافق^۷ است، به عنوان متداول‌ترین شیوه^۸ مقایسه توزیع دز و یکی از معیارهای رایج در تأیید تحویل پرتودرمانی پیچیده به روش شدت تعدیل شده، شناخته شده است. در این روش، مجموع درصد نقاطی که در شرایط معیار اختلاف دز و فاصله تا توافق مد نظر صدق می‌کنند، محاسبه و به عنوان آستانه پذیرش و عدم پذیرش تعیین می‌شوند [۷، ۹].

بر اساس کارگروه شماره ۱۱۹ انجمن فیزیک پزشکی آمریکا، یک طرح درمان پرتودرمانی با شدت تعدیل شده با نواخت پذیرش گامای^۹ ۹۰٪ در معیار $3\%/3\text{ mm}$ (۳ درصد اختلاف دز و 3 mm فاصله تا توافق) از نظر بالینی پذیرفتنی شناخته شده است؛ در حالی که، در کارگروه اخیر، شماره ۲۱۸ انجمن فیزیک پزشکی آمریکا، نواخت پذیرش گامای ۹۵٪ با استفاده از معیار دقیق‌تر $3\%/2\text{ mm}$ (۳ درصد اختلاف دز و 2 mm فاصله تا توافق) توصیه شده است [۱۰]. اما، از آنجا که طراحی و تحویل درمان در پرتودرمانی با شدت تعدیل شده در معرض منابع خطا و عدم قطعیت‌های متعددی قرار می‌گیرد، ممکن است به نواخت پذیرش گامایی کمتر از مقدار توصیه شده بیانجامد [۱۰].

^۱Quality assurance (QA)

^۲International committee of Radiation Units (ICRU)

^۳Gamma Passing Rate

منابع خطا و عدم قطعیت‌هایی که در نواخت پذیرش ناچیز گاما سهیم هستند، بر اساس مطالعات دَنیل مارگالیت و همکاران به چهار دسته‌ی اساسی شامل خطاهای مرتبط با داده‌ها، خطای چیدمان، خطاهای مربوط به دستگاه شتاب‌دهنده و خطاهای ابزار جانبی طبقه‌بندی شده‌اند [۴]. همچنین، براساس کارگروه شماره ۲۱۸ انجمن فیزیک پزشکی آمریکا، منابع خطا، شامل عدم قطعیت‌های پارامترهای طراحی درمان، سیستم تحویل درمان و عدم قطعیت‌های آشکارسازها و ابزارهای اندازه‌گیری تضمین کیفیت پرتودرمانی با شدت تعدیل‌شده معرفی شده است [۱۱]. بنابراین، با توجه به میزان انحراف شاخص گاما می‌توان به وجود خطاهایی که این عدم توافقی‌ها را در توزیع‌های دز ایجاد کرده است، پی برد. به این منظور، در گام نخست، باید به بررسی کاملی از انواع خطاهای احتمالی در حین فرایند پرتودرمانی پرداخت.

در این نوشتار، انواع مختلف خطاهای پرتودرمانی با شدت تعدیل‌شده، با توجه به انحرافات که این خطاها بر نتایج شاخص گاما می‌گذارند، بررسی شده است. همچنین، با توجه به طبقه‌بندی خطاهای پرتودرمانی، همه‌ی خطاهای احتمالی در فرایند محاسبه و اندازه‌گیری توزیع دز تا تحویل باریکه در نظر گرفته شده است و خطاهایی که بیشترین تأثیر را در نتایج درمان داشته‌اند، طبقه‌بندی و مطالعات در این زمینه‌ها گردآوری شده است. این مطالعه از آن جهت مهم است که با بررسی خطاهای احتمالی در فرایند تحویل پرتو و درمان و شناخت روش‌های جدید در تشخیص آن‌ها، می‌تواند موجب کاهش دریافت دز اضافی در درمان و جلوگیری از حوادث شود.

۲. روش کار

برای یافتن مستندات مرتبط با نگارش این مقاله مروری، نخست، به منظور ایجاد دیدی کلی از همه خطاهای احتمالی در پرتودرمانی و به‌ویژه پرتودرمانی با شدت تعدیل‌شده و روش‌های موجود در تشخیص خطاهای آن، عبارت‌های کلیدی مانند "حوادث و خطاهای پرتودرمانی" و "خطاها و عدم قطعیت‌های پرتودرمانی به روش شدت تعدیل‌شده" و "روش‌های شناسایی عدم قطعیت‌ها در تضمین کیفیت پرتودرمانی به روش شدت تعدیل‌شده" و عبارات مشابه در پایگاه‌های داده‌ی گوگل اسکولار و پابمد، بدون محدودیت در بازه‌ی زمانی ایجاد و جستجو شده‌اند. در گام دوم، پس از مطالعه‌ی مقالات و بررسی همه‌ی خطاهای احتمالی در پرتودرمانی با شدت تعدیل‌شده، تعدادی از آن‌ها که اهمیت و فراوانی بیشتری در بالین دارند، انتخاب شده‌اند. این خطاها بر اساس مقالات مرجع [۴، ۱۱]،

در این نگارش، شامل خطاهای چیدمان دستگاه و آماده‌سازی بیمار^۱، خطاهای تحویل باریکه تابشی به بیمار، مانند خطاهای مکانی کلیماتورهای چندتیغه‌ای و خطای واحد نمایش گر، خطاهای مدل‌سازی شامل عدم قطعیت‌های مدل‌سازی در کلیماتورهای چندتیغه‌ای و تخت درمان و نیز خطای آشکارسازهای تضمین کیفیت هستند. در گام بعد، خطاهای مدنظر با عبارت‌های مختلفی شامل کلمات کلیدی مرتبط در پایگاه‌های داده گوگل اسکولار و پابمد، جستجو شدند و مقالات مرتبط با هر خطای پرتودرمانی به‌طور جداگانه طبقه‌بندی شده و پس از بررسی آن‌ها، مواردی که کامل‌تر از بقیه بودند و نیز از نظر ارتباط چکیده با هدف موردنظر هماهنگی بیشتری داشتند، به عنوان مرجع مورد استفاده، انتخاب شده‌اند. این مقالات، شامل: حدود ۱۵ مقاله درباره خطاهای چیدمان دستگاه و خطاهای تحویل باریکه تابشی، ۱۰ مقاله در زمینه خطاهای مکانی کلیماتورهای چندتیغه‌ای و مدل‌سازی آن‌ها، ۳ مقاله درباره خطای واحد نمایش گر، ۸ مقاله درباره تخت درمان، ۴ مقاله در بررسی آشکارسازهای مورد استفاده در پرتودرمانی و در حدود ۲۰ مقاله در بررسی مطالعات تضمین کیفیت و تشخیص خطاهای پرتودرمانی با فناوری‌های جدید بوده است. سپس، موارد منتخب به‌طور کامل مطالعه و از مستندات منتخب فیش‌برداری شده است. در نهایت، مطالب جمع‌آوری شده با توجه به نوع خطای پرتودرمانی طبقه‌بندی و خلاصه‌سازی شده‌اند.

۳. نتایج

۳-۱ خطاهای مربوط به چیدمان شتاب‌دهنده خطی و آماده‌سازی بیمار

خطاهای چیدمان در پرتودرمانی که با واحدهای میلی‌متر یا درجه گزارش می‌شود، به‌شکل هر انحرافی در مکان بیمار در مقایسه با مکان مرجع بیمار در تصاویر طراحی درمان تعریف شده است [۱۲]. این خطاها که میانگین بزرگی آن‌ها در مطالعات، معمولاً کمتر از ۵ میلی‌متر ارزیابی شده است، در پرتودرمانی بالینی و در حین درمان حائز اهمیت است [۱۳] و به دو جزء خطاهای تصادفی و سیستمی طبقه‌بندی می‌شود. خطاهای سیستمی نسبت به خطاهای تصادفی در مجموع آثار دزسنجی بیشتری دارد. در حالی که، خطاهای تصادفی کوچک‌تر بوده و در حین درمان تقریباً به‌شکل توزیع گوسی رخ می‌دهد [۱۴]. بر اساس مطالعات خطاهای چیدمان در نواحی مختلف، مانند نواحی سروگردن، نازوفارنکس و پستان، خطاهای موجود در چند حالت طبقه‌بندی شده‌اند:

^۱ Patient set-up error

۱. خطا در چیدمان دستگاه شتاب‌دهنده خطی [۱۵، ۱۶].

۱-۱ جهت‌گیری نادرست گانتري، کلیماتورها و تخت درمان

۲-۱ تنظیمات نادرست خروجی دستگاه یا واحد نمایش‌گر

۳-۱ اندازه و پارامترهای نادرست میدان تابشی

۴-۱ انرژی نادرست باریکه تابشی

۵-۱ تغییر مکان ایزوسنتر

از بین خطاهای فوق، خطاهایی که کل باریکه تابشی را تحت تأثیر قرار می‌دهد، در مقایسه با تغییر مکان ایزوسنتر اهمیت و احتمال وقوع بیشتری در توزیع دز داشته است [۱۶]. همچنین، در بیشتر موارد، چنین خطاهایی که در چیدمان و آماده‌سازی بیمار دیده می‌شود، خطاهایی با منشأ انسانی است، که می‌تواند موجب تحویل نادرست طرح درمان به بیمار شود.

۱. خطا در مکان‌دهی بیمار

به‌طور کلی، نگرانی زیادی درباره مکان‌دهی صحیح بیمار در پرتودرمانی‌های پیچیده‌ای مانند پرتودرمانی با شدت تعدیل‌شده وجود دارد، هرچند، مطالعات نشان داده‌اند که اثرات خطای آماده‌سازی بیمار در مقایسه با انحرافات پارامترهای تحویل باریکه تابشی قابلیت تشخیص بهتری دارند [۱۴].

۲. تغییرات ساختمان بدن، کاهش وزن و اندازه تومور

حساسیت به خطاهای چیدمان در حجم هدف درمان به کیفیت طرح درمان، نوع درمان و تعداد باریکه‌های تابش بستگی دارد. به‌طوری‌که براساس مطالعات، روش پرتودرمانی با شدت تعدیل‌شده نسبت به روش‌های پیشین، از یک جهت با پوشش بهتر حجم هدف^۱ موجب کاهش حساسیت به این خطاها، به‌ویژه در حجم‌های بزرگ شده است. از جهت دیگر، افزایش تندی شیب گرادیان در پرتودرمانی با شدت تعدیل‌شده و حساسیت طرح درمان‌ها به گرادیان دز در اندام‌های در معرض خطر اهمیت ویژه‌ای را در اندام‌های مجاور تومور ایجاد کرده است [۱۴]. همچنین، توجه به تغییرات ساختمان بدن، مثل کاهش وزن شدید یا کاهش حجم تومور که می‌تواند باعث خطای چیدمان شوند، ضروری است [۱۷].

^۱ Planning Target Volume (PTV)

روش‌های مختلفی برای منظور کردن خطای چیدمان حرکت‌های بیمار در حال بررسی است. لیکن، متداول‌ترین روش، اضافه کردن حاشیه‌ای در حد چند میلی‌متر به حجم هدف بالینی و ایجاد حجم هدف طراحی شده، با توجه به ملاحظات شورای بین‌المللی واحد تابش در روش‌های پرتودرمانی به روش پیشین و پرتودرمانی با شدت تعدیل شده است [۱۴]. اندازه حاشیه محاسبه شده در حجم هدف طراحی شده، بر اساس حرکات بیمار و اندام‌های بدن تعیین می‌شود. رهیافت کلی در محاسبه پهنای حاشیه در طرح‌های پرتودرمانی توسط استروم و همکاران [۱۸] و مکتری و همکاران [۱۹] و بر اساس مطالعه ون هرک و همکاران [۲۰]، برای خطاهای تصادفی و سیستمی چیدمان بررسی شده است. بر این اساس، میزان حاشیه مطلوب برای حجم هدف طراحی شده با رابطه $2/5\sigma + 0/75$ محاسبه می‌شود که در آن، σ انحراف معیار خطای سیستمی و σ بیانگر خطای تصادفی چیدمان است [۲۱]. بر اساس بررسی‌های متعدد، میزان انحراف معیار در خطای سیستمی چیدمان، بین $1/6$ تا $4/6$ میلی‌متر تعریف شده است [۱۴] و بیشتر مطالعاتی که به بررسی میزان مطلوب حاشیه ایمن برای حجم هدف بیمار پرداخته‌اند، حاشیه‌ای در حدود ۳ تا ۵ میلی‌متر در همه جهات را برای کاهش خطاهای چیدمان مطلوب دانسته‌اند [۱۲-۱۴، ۱۷].

از طرف دیگر، مطالعات متعددی به بررسی روش‌هایی در تشخیص خطاهای چیدمان دستگاه و بررسی مکان‌دهی درست بیمار از طریق روش‌های تصویربرداری شامل دستگاه تصویربرداری پرتال الکترونیکی و روش هدایت تصویر توموگرافی رایانه‌ای کیلوولت باریکه مخروطی و روش پرتودرمانی با هدایت تصویر^۱ پرداخته‌اند [۱۲، ۱۳، ۱۷، ۲۱، ۲۲].

در دهه‌های پیشین، استفاده از تصاویر دستگاه تصویربرداری پرتال الکترونیکی در اعتبارسنجی میدان‌ها در تحویل باریکه تابشی به بیمار و بررسی خطاهای چیدمان استفاده می‌شده است [۱۷، ۲۲]. ولی امروزه، روش هدایت تصویر توموگرافی رایانه‌ای کیلوولت باریکه مخروطی، روش مؤثرتری در اعتبارسنجی مکان بیمار و تشخیص خطاهای چیدمان در سرطان‌های نازوفارنکس و پستان پیش از تحویل پرتودرمانی به روش شدت تعدیل شده، شناخته شده است. با معرفی این فناوری جدید هدایت تصویری در دستگاه شتاب‌دهنده خطی و ایجاد تصاویر جزئی‌تر سه‌بعدی، بررسی خطاهای چیدمان تسهیل شده است [۱۳، ۲۱، ۲۲].

^۱Image Guided RadioTherapy (IGRT)

۳-۲ خطاهای مرتبط با دستگاه شتاب‌دهنده خطی و ابزارهای اصلاح باریکه

۳-۲-۱ خطای تحویل باریکه تابشی

خطاهای تحویل باریکه تابشی، شامل وضعیتی است که در آن طرح درمان واقعی تحویل داده شده به بیمار با طرح درمان سندسازی شده بر اساس جدول اطلاعات بیمار مغایرت داشته باشد [۱۵]. براساس تعدادی از مطالعات، خطاهای تحویل باریکه تابشی در پرتودرمانی متداول نبوده و اغلب توسط آزمون‌های تضمین کیفیت پیش از درمان بیمار تشخیص داده می‌شده است [۲۳]. اما امروزه، با ظهور فناوری‌های جدید پرتودرمانی، تشخیص خطاهای تحویل باریکه تابشی به دلیل پیچیدگی بیشتر در تحویل باریکه و استفاده از کلیماتورهای چندتیغه‌ای اهمیت مضاعفی پیدا کرده است. بر این اساس، مطالعات متعددی در تشخیص خطاهای مختلف تحویل در باریکه تابشی انجام شده‌اند که موارد زیر را شامل می‌شود:

۱. بررسی نقش مکان تومور در میزان تکرار خطای تحویل باریکه تابشی [۲۳].
۲. بررسی پیچیدگی‌های طرح درمان در میزان خطاهای تحویل باریکه تابشی، که با افزایش پیچیدگی، میزان نرخ این خطا افزایش می‌یابد [۱۵].
۳. بررسی دستگاه‌های شتاب‌دهنده خطی و فناوری‌های مختلف در تحویل باریکه تابشی، مانند فناوری استاندارد تحویل درمان یا سیستم R/V^1 و سیستم تحویل تطبیقی براساس هدایت رایانه‌ای^۲ که استفاده از این سیستم، میزان نرخ خطا را برای بیشتر دستگاه‌ها و نیز برای خطاهای مرتبط با طرح درمان کاهش داده است. به همین دلیل، در طرح‌های درمان پیچیده پرتودرمانی با شدت تعدیل شده، استفاده از سیستم‌های هدایت رایانه‌ای که باعث کاهش خطاهای تحویل می‌شود، پیشنهاد شده است [۱۵]. از طرف دیگر، هرچند بر اساس برخی مطالعات، نرم‌افزار R/V موجب کاهش خطاهای پرتودرمانی شده است [۱۵]، لیکن، مطالعات دیگری نیز بیان کرده‌اند که خطای نرم‌افزاری در این سیستم‌ها می‌تواند منبع جدیدی از خطاها را در فرایند طراحی درمان و تحویل باریکه تابشی ایجاد کند [۲۳].
۴. خطا در زاویه دوران کلیماتورها و گانتری شتاب‌دهنده: صحت زاویه دوران کلیماتور و گانتری، ممکن است بر تحویل دز واقعی به بیمار اثر بگذارد. اما، بر اساس مطالعات، خطای

^۱ Record & verify system

^۲ Computer-controlled conformal radiotherapy system (CCRS)

زاویه نیم‌درجه در زاویه دوران گانتری و کلیماتور در طرح‌های درمان پرتودرمانی با شدت تعدیل شده در ناحیه نازوفارنکس و خطای مکانی یک درجه گانتری در طرح درمان رپید آرک در ناحیه پروستات ناچیز بوده است [۲۴، ۲۵].

۵. خطای ابزارهای جانبی مختلف، ابزارهای اصلاح باریکه مانند کلیماتورهای چندتیغه‌ای و گوه‌ها [۱۵، ۲۳، ۲۶].

۱-۵ قرارگیری نادرست گوه‌ها و بلوک‌ها یا حذف غیرعمدی آن‌ها.

۲-۵ عدم قطعیت‌های کلیماتورهای چندتیغه‌ای، مانند خطا در مجموعه تیغه‌ها در پرتودرمانی با شدت تعدیل شده و خطای حرکت آن‌ها.

در پرتودرمانی، از گذشته تا ظهور فناوری‌های جدید، استفاده از ابزارهای شکل دهنده باریکه تابشی نظیر حفاظ یا گوه‌های داخلی و خارجی و امروزه کلیماتورهای چندتیغه‌ای همواره استفاده شده است. به دلیل احتمال قرارگیری نادرست این ابزارها در پرتودرمانی، ابزارهای اصلاح باریکه تابشی، به عنوان یکی از مهم‌ترین منابع خطای تحویل باریکه تابشی شناخته شده است. به طوری که بر اساس مطالعات، در حدود ۳۵ تا ۵۰ درصد از خطاهای پرتودرمانی مرتبط به استفاده از این ابزارهاست [۲۳]. در این بین، ابزارهایی که نیازمند جابه‌جایی دستی هستند، مانند گوه و حفاظ‌های خارجی نسبت به نوع داخلی آن که به طور الکترونیکی برنامه‌ریزی و هدایت می‌شوند، احتمال ایجاد خطای بیشتری را داشته‌اند [۲۳]. در فناوری‌های جدید و استفاده از کلیماتورهای چندتیغه‌ای نیز خطاهای احتمالی در مکان‌دهی و جابه‌جایی تیغه‌ها، سرعت حرکت آن‌ها و عدم قطعیت‌هایی در نحوه مدل‌سازی آن‌ها در سیستم‌طراحی درمان وجود دارد [۱۱، ۲۶].

۲-۲-۳ خطای کلیماتورهای چندتیغه‌ای

در پرتودرمانی به روش شدت تعدیل شده، به‌منظور بهبود همخوانی توزیع دز تجویز شده در نواحی تومور و شکل‌دهی و اصلاح شدت باریکه تابشی از کلیماتورهای چندتیغه‌ای استفاده می‌شود [۲۷]. در این روش پرتودرمانی، حد تحمل و تکرارپذیری خطا در مکان‌دهی دقیق کلیماتورهای چندتیغه‌ای نسبت به روش‌های پیشین پرتودرمانی اهمیت بیشتری دارد. بنابراین، بررسی دقیق مکان تیغه‌ها به‌عنوان عامل مهمی در پیاده‌سازی مؤثر پرتودرمانی با شدت تعدیل شده و صحت درمان در نظر گرفته شده است [۲۸، ۲۹].

همچنین، برنامه‌های تضمین کیفیت دوره‌ای کلیماتورهای چندتیغه‌ای در شناسایی این خطاها پیش

از درمان بیمار حائز اهمیت فراوانی هستند. تضمین کیفیت این تیغه‌ها، با آشکارسازهای مختلفی مانند فیلم‌های رادیوکرومیک، آرایه‌های ماتریسی دیودی، دستگاه تصویربرداری پرتال الکترونیکی و سیستم‌های دزسنجی درون‌تنی^۱ مانند دیوید و روش‌هایی چون شاخص گاما با معیارهای مختلف و فایل‌های لاگ بررسی شده است [۲۷-۳۲]. خطاهای وابسته به کلیماتورهای چندتیغه‌ای به دو دسته خطاهای تصادفی و سیستمی طبقه‌بندی می‌شود. خطاهای مکانی تیغه‌ها به طراحی و محدودیت‌های مکانیکی تیغه‌ها، سیستم هدایت رایانه‌ای تیغه‌ها، تنظیمات، سن موتور، تأثیر گرانش، تناسب میدان تابشی و اپتیکی و تأخیر در ارتباط بین کلیماتورهای چندتیغه‌ای و کنترل‌کننده آن بستگی دارد [۲۹، ۳۳].

از طرف دیگر، خطاهای وابسته به کلیماتورهای چندتیغه‌ای، علاوه بر آشکارسازهای تضمین کیفیت و نوع درمان در پرتودرمانی با شدت تعدیل‌شده به ناحیه درمان هم بستگی دارد. به‌طوری‌که، طرح‌های درمان ساده (مانند مغز و پروستات) و طرح درمان پیچیده (مانند سر و گردن) حساسیت متفاوتی به خطاهای کلیماتورهای چندتیغه‌ای نشان داده‌اند [۲۹، ۳۱]. مطالعات متعددی درباره تأثیر خطاهای تصادفی و سیستمی مکانی کلیماتورهای چندتیغه‌ای با توجه به فاکتورهای مختلف مذکور و نیز استفاده از فایل‌های لاگ در شتاب‌دهنده‌های واریان بر تغییرات دز انجام شده است. خلاصه نتایج این مطالعات در جدول شماره ۱ آمده است.

جدول ۱ مطالعات در شناسایی خطاهای مختلف در تیغه‌های کلیماتور MLC [۲۷-۳۵].

مطالعات	نتایج مطالعات	مراجع
<p>بررسی صحت و تکرارپذیری خطای مکانی تیغه‌ها توسط سیستم دیوید در نواحی سر و گردن و پروستات.</p> <p>تحلیل خطای مکانی تیغه‌های کلیماتور با استفاده از فایل لاگ در طرح درمان‌های ایستا و دینامیک پرتودرمانی با شدت تعدیل شده.</p>	<ul style="list-style-type: none"> بر اساس فایل لاگ، در حدود ۹۶/۴٪ از خطاهای مکانی تیغه‌ها، مربوط به خطاهای کمتر از ۰/۵ mm هستند. نسبت این خطاها در بازه‌ی ۱ mm - ۰/۵ mm و ۱/۵ mm - ۱ mm به ترتیب ۳/۵٪ و ۰/۱٪ است. 	<p>Gulay Karagoz et al. [۲۷]</p>
<p>بررسی حساسیت روش متداول تضمین کیفیت پرتودرمانی با شدت تعدیل شده با معیارهای شاخص گامای ۲/۲ mm و ۳/۳ mm در خطاهای تصادفی و سیستمی مکانی تیغه‌های کلیماتور در ناحیه سر و گردن.</p> <p>بررسی فیلم رادیوکرومیک و آرایه دیودی مپ چک.</p>	<ul style="list-style-type: none"> حساسیت بیشتر آرایه دیودی و معیار ۲/۲ mm شاخص گاما در تشخیص خطاهای مکانی تیغه‌های کلیماتور. اهمیت بیشتر دزسنجی خطاهای سیستمی مکانی تیغه‌های کلیماتور نسبت به خطاهای تصادفی. پاسخ غیرمتقارن به خطاهای سیستمی مکانی کلیماتورهای چندتیغه‌ای و کاهش شاخص گاما در خطای تیغه‌های کلیماتور در حالت بسته. 	<p>Guanghua Yan et al. [۲۸]</p>

مراجع	نتایج مطالعات	مطالعات
G Mu et al. [۲۹]	<ul style="list-style-type: none"> • تأثیر دزسنجی ناچیز خطاهای تصادفی مکانی تیغه‌های کلیماتور تا ۲ mm و اهمیت دزسنجی خطاهای سیستمی در مکان تیغه‌های کلیماتور تا ۱ mm در طرح درمان‌هایی با پیچیدگی‌های متفاوت. • پاسخ غیرمتقارن به خطاهای سیستمی مکانی کلیماتورهای چندتیغه‌ای. 	<p>بررسی تأثیر دزسنجی خطای تصادفی و سیستمی مکانی تیغه‌های کلیماتور در ناحیه سر و گردن در طرح درمان‌هایی با پیچیدگی‌های مختلف.</p>
Vieilleigne L, et al. [۳۰]	<ul style="list-style-type: none"> • شناسایی خطای مکانی کلیماتورهای چندتیغه‌ای تا ۲ mm در هر سه سیستم دزسنجی تضمین کیفیت پرتودرمانی با شدت تعدیل شده. 	<p>بررسی حساسیت چند سیستم دزسنجی به خطاهای مکانی کلیماتورهای چندتیغه‌ای توسط شاخص گاما؛ آرایه دو بعدی ۷۲۹، دستگاه تصویربرداری پرتال الکترونیکی و آرک‌چک.</p>

مراجع	نتایج مطالعات	مطالعات
G. Heilemann et al. [۳۱]	<ul style="list-style-type: none"> • ایجاد تغییرات مهم در میانگین دز حجم هدف طراحی شده و عدم شناسایی خطاها توسط معیار متداول شاخص گامای ۳/۳ mm. • نیاز به استفاده از معیار محکم‌تری در شاخص گاما مانند ۲/۲ mm. • کوچک‌ترین انحراف مکانی معرفی شده در تیغه‌ها که باعث کاهش شاخص گامای ۲/۲ mm شده است، برای ناحیه پروستات و سر و گردن به ترتیب ۱ mm - ۰/۵ mm و ۱ mm گزارش شده است. • تأثیر بیشتر خطاهای مکانی کلیماتورهای چندتیغه‌ای در پروستات تا طرح درمان پیچیده‌تر سر و گردن. • بستگی خطاهای مکانی کلیماتورها به ناحیه درمان و نوع آشکارساز. 	<p>بررسی خطاهای سیستمی مکانی کوچک کلیماتورهای چندتیغه‌ای و خطاهای ناشی از اثر گرانش در طرح درمان‌های پرتودرمانی قوسی با مدلاسیون حجمی^۱ در نواحی پروستات و سر و گردن.</p> <p>بررسی خطاهای سیستمیک مختلف در مکان‌دهی تیغه‌های کلیماتور.</p> <p>بررسی پاسخ دو آرایه آشکارساز مختلف اکتاویوس^۲ و دلتا.</p> <p>بررسی شاخص گاما با معیارهای مختلف ۳/۳ mm و ۳ mm.</p> <p>۲/۲.</p>

^۱Volumetric modulated arc therapy (VMAT)

^۲OCTAVIUS

مراجع	نتایج مطالعات	مطالعات
<p>Arpita Agarwal et al. [۳۲]</p>	<ul style="list-style-type: none"> • تأثیر ناچیز خطاهای تصادفی مکانی کلیماتورهای چندتیغه‌ای و تأثیر قابل توجه خطاهای سیستمی مکانی تیغه‌ها در حالت ۲ mm-. • تعیین میزان خطای قابل قبول سیستمی برای ناحیه مغز و سر و گردن؛ به ترتیب <u>mm</u> ۰/۴ و <u>mm</u> ۰/۳. • توانایی تشخیص خطاهای بیش از ۳ mm در ناحیه مغز و ۲ mm و بیش از آن در ناحیه سر و گردن توسط ابزار ماتریکس با شاخص گامای ۲/۲ mm در حالت دینامیک؛ کاهش توانایی تشخیص خطاهای مکانی کلیماتورهای چندتیغه‌ای در معیار شاخص گامای <u>mm</u> ۰/۳/۳. • احتمال بیشتر شناسایی خطا در ناحیه پیچیده سر و گردن نسبت به مغز. 	<p>بررسی تأثیرات دزسنجی خطای تصادفی و سیستمی مکان‌دهی کلیماتورهای چندتیغه‌ای در طرح درمان‌های ساده (مغز) و پیچیده (سر و گردن) در حالت دینامیک پرتودرمانی با شدت تعدیل شده.</p> <p>بررسی حساسیت آشکارساز ماتریکس^۱ در تشخیص خطاهای مکانی کلیماتورهای چندتیغه‌ای در شاخص گاما با معیارهای مختلف <u>mm</u> ۰/۳/۳ و <u>mm</u> ۰/۲/۲.</p>
<p>S Mubarak et al. [۳۳]</p>	<ul style="list-style-type: none"> • خطای تیغه‌های کلیماتور در ارزیابی فایل لاگ در محدوده تحمل است. • خطای سیستمی <u>mm</u> ۰/۳ و خطای تصادفی ۲ mm موجب خطای <u>۲</u> در دز معادل می‌شود. 	<p>بررسی خطاهای مکانی کلیماتورهای چندتیغه‌ای بر اساس فایل لاگ شتاب‌دهنده واریان.</p>

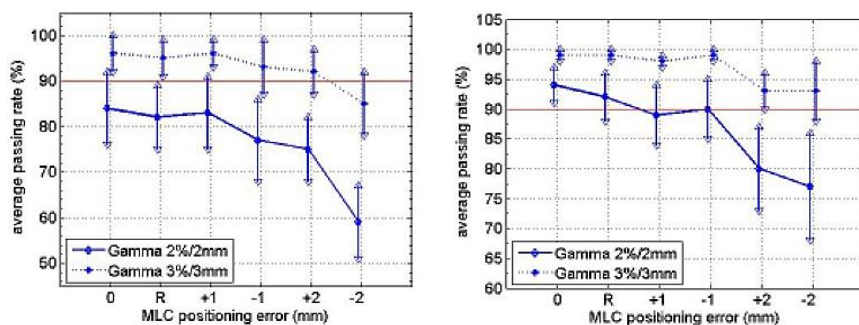
مراجع	نتایج مطالعات	مطالعات
Luo W, et al. [۳۴]	<ul style="list-style-type: none"> • گزارش همبستگی خطی بین متوسط خطای مکانی کلیماتورهای چند تیغه‌ای و دز هدف. • ایجاد خطای دز هدف در حدود ۱٪، به دلیل خطای سیستمی مکانی تیغه‌های کلیماتور به میزان <u>۰/۲ mm</u>. 	<p>بررسی همبستگی بین خطای مکانی تیغه‌های کلیماتور و اثرات دزسنجی آن در سرطان پروستات توسط فایل لاگ در حین تحویل دز.</p>
LoSasso et al. [۳۵]	<ul style="list-style-type: none"> • گزارش انحراف ۱٪ در دز، به دلیل <u>۰/۲ mm</u> انحراف در شکاف تیغه‌ها، در صورتی که متوسط پهنای فاصله در تحویل دینامیک در حدود <u>۲ mm</u> باشد. 	<p>بررسی تأثیر شکاف بین تیغه‌های کلیماتور در تغییرات دز.</p>

بنابر مطالعات فوق، خطاهای مکانی و فاصله تیغه‌های کلیماتور در نتیجه درمان بیماران حائز اهمیت است. خطاهای تصادفی در مکان تیغه‌های کلیماتور که در مقایسه با خطاهای سیستمی تأثیرات دزسنجی ناچیزی را ایجاد کرده‌اند، در طرح درمان‌های پیچیده به میزان 2 mm ، قابل اغماض در نظر گرفته شده‌اند. در مقابل، خطاهای سیستمی مکانی کلیماتورهای چندتیغه‌ای در انحراف‌های کوچک نیز بر تغییرات دز مؤثر هستند و پیش از درمان بیمار باید با روش‌های تضمین کیفیت شناسایی شوند.

همچنین، در مطالعات فوق به پاسخ غیرمتقارن خطاهای سیستمی مکانی کلیماتورهای چندتیغه‌ای نیز اشاره شده است. به طوری که توزیع دز به خطاهای سیستمی منفی کلیماتورهای چندتیغه‌ای (تیغه‌های بسته کلیماتورها)، حساسیت بیشتری نشان داده و باعث کاهش بیشتر نواخت پذیرش شاخص گاما شده است. بر اساس مطالعه یان، خطاهای تصادفی در مکان تیغه‌های کلیماتور تا 2 mm و خطاهای سیستمی مکانی کلیماتورهای چندتیغه‌ای تا 1 mm موجب افت نواخت پذیرش شاخص گاما تا 5% و خطاهای سیستمی مکانی کلیماتورهای چندتیغه‌ای به میزان 2 mm -، موجب افت نواخت پذیرش شاخص گاما تا 15% شده است [۲۸]. در شکل ۱، متوسط نواخت پاسخ گاما با گنجاندن خطاهای مکانی عمده کلیماتورهای چندتیغه‌ای در طرح‌های پرتودرمانی با شدت تعدیل شده بر اساس معیارهای مختلف شاخص گاما در بررسی‌های فیلم رادیوکرومیک و آشکارساز مپ‌چک نشان داده شده است [۲۸]. بر اساس مطالعات مختلف، بیشترین میزان انحراف در شاخص گاما و دز معادل در خطای مکانی 2 mm - گزارش شده است که در طرح درمان‌های ساده و پیچیده و در آشکارسازهای مختلف، مانند آرایه‌های دیودی و فیلم‌ها نتایج مشابهی نشان داده است [۲۸، ۲۹]. [۳۲]

بر اساس مطالعات انجام شده در طرح درمان‌هایی با پیچیدگی‌های مختلف، بیان شده است که هرچند تحویل باریکه توسط کلیماتورهای چندتیغه‌ای در طرح درمان‌های پیچیده دشوارتر است، به دلیل آنکه خطای دز مستقیماً به خطای پهنای کلیماتورهای چندتیغه‌ای بستگی دارد، هرچه فاصله تیغه‌ها باریک‌تر باشد، طرح درمان به خطای کلیماتورهای چندتیغه‌ای حساس‌تر است [۲۹، ۳۱]. برای مثال، بر اساس مطالعه جی هیلمن و همکاران، خطای تیغه‌های کلیماتور در ناحیه پروستات بیش از ناحیه سر و گردن بوده است و کوچک‌ترین انحراف مکانی در تیغه‌ها که باعث کاهش شاخص گامای 2 mm / 2% در ناحیه پروستات و سر و گردن شده، به ترتیب 1 mm - 0.5 mm (0.5 mm) تا

۱mm) و ۱ mm گزارش شده است. آگاروال آرپیتا و همکاران نیز احتمال تشخیص بیشتر خطاهای کلیماتورهای چندتیغه‌ای در ناحیه سر و گردن را نسبت به مغز گزارش داده‌اند [۳۱، ۳۲]. از طرف دیگر، میزان حساسیت آشکارسازها به این عدم قطعیت‌ها، با بررسی تغییرات نواخت پذیرش گاما تعیین می‌شود. بنابراین، هرچه خطاهای تیغه‌های کلیماتور بیشتر باشد، نواخت پذیرش گاما کمتر می‌شود. در این مطالعات، معیارهای مختلف شاخص گاما، ۲/۲ mm و ۳/۳ mm، بررسی شده‌اند که بر اساس برخی مطالعات، استفاده از معیار دقیق‌تر ۲/۲mm شاخص گاما نسبت به معیار متداول تضمین کیفیت ۳/۳ mm در تشخیص خطاهای مکانی تیغه‌های کلیماتور مطلوب‌تر بوده است [۲۸، ۳۱]. مطالعه فایل‌های لاگ نیز در بررسی خطاهای مکانی تیغه‌های کلیماتورهای چندتیغه‌ای نشان داده است که حدود ۹۶/۴٪ از خطاهای مکانی تیغه‌ها مربوط به خطاهای کمتر از ۰/۵ mm است و نسبت این خطاها در بازه ۱mm - ۰/۵ mm و بازه ۱/۵ mm - ۱ mm؛ به ترتیب، ۳/۵٪ و ۰/۱٪ است. همچنین، خطای سیستمی مکانی ۰/۳ mm و خطای تصادفی مکانی ۲ mm در تیغه‌ها، موجب خطای ۲٪ در دز معادل شده‌اند [۲۷، ۳۳]. در نهایت، بررسی خطاهای مکانی تیغه‌های کلیماتور در طرح درمان‌های مختلف ایستا و دینامیک پرتودرمانی با شدت تعدیل شده نشان داده است که عدم قطعیت مکانی تیغه‌های کلیماتور در این دو طرح درمان متفاوت هستند [۲۹].



شکل ۱ متوسط نواخت شاخص گاما (٪) با وجود خطاهای تصادفی و سیستمی مکانی کلیماتورهای چندتیغه‌ای (چپ): فیلم رادیوکرومیک، راست: آشکارساز مپ‌چک [۲۸].

۳-۲-۳ خطا در خروجی دستگاه یا واحد نمایش‌گر

خطا در خروجی دستگاه پرتودرمانی که به‌عنوان واحد نمایش‌گر شناخته می‌شود، از دو دیدگاه قابل

بررسی است. نخست، همان‌طور که خطای انسانی منبع مهمی در خطاهای پرتودرمانی از آماده‌سازی بیمار و محاسبات تا تحویل باریکه تابشی است، در محاسبات واحدهای نمایش‌گر نیز نقش مهمی دارد. بر اساس مطالعات متعدد و تشخیص شورای بین‌المللی واحد تابش، نرخ خطای انسانی در محاسبات واحد نمایش‌گر نسبتاً زیاد است [۳۶]. منابع خطاهای انسانی در این محاسبات شامل خوانش نادرست داده‌ها، ورود نادرست داده‌ها به سیستم طراحی درمان، انرژی، میدان معادل، گوه‌ها و بهنجارش نادرست است. حتی در محاسبات واحد نمایش‌گر توسط رایانه نیز خطای انسانی نسخه‌برداری و ورود داده‌ها به رایانه وجود داشته است [۳۶].

در دهه‌های گذشته، ساده‌ترین و اقتصادی‌ترین روش برای جلوگیری از خطاهای جدی در تحویل دز بر اثر محاسبه نادرست واحد نمایش‌گر، اعتبارسنجی مستقل دستی محاسبات واحد نمایش‌گر بوده است که باعث کاهش نرخ خطای انسانی شده است. این بررسی ساده در زمان کوتاهی بین یک تا پنج دقیقه برای هر یک از موارد انجام و در مراحل معمول طرح درمان گنجانده شده است. اهمیت این بررسی به این دلیل است که در نبود سیستم دزسنجی درون‌تنی، شناسایی خطاهای انسانی در محاسبات واحد نمایش‌گر پس از تحویل طرح درمان وجود ندارد. بر طبق این بررسی‌ها، نرخ خطاهای تقریبی جدی (آهنگ دز بیش از ۵٪ دز تجویزی)، روزانه ۱/۹٪ و نرخ خطای بیش از ۱۰٪ در حدود ۰/۸٪ و با بیشینه خطای ۱۵٪ گزارش شده است. علی‌رغم اهمیت خطاهای انسانی در محاسبات واحد نمایش‌گر، از آن‌جا که اجرای محاسبات در مؤسسات مختلف متفاوت است، نرخ خطا، ممکن است به عوامل متعددی وابسته باشد [۳۶].

از طرف دیگر، پیچیدگی ساختمان بدن و محدودیت‌های بهینه‌سازی باریکه تابشی، نقشه‌های شدت پیچیده‌ای را ایجاد کرده است. در این وضعیت، پهنای متوسط پنجره عبوری باریکه کوچک‌تر می‌شود. همین نکته موجب می‌شود که برای دریافت دز یکسان توسط تومور، تعداد واحدهای نمایش‌گر افزایش یابد. بنابراین، در طرح درمان‌های پیچیده پرتودرمانی شدت تعدیل شده، سهم پرتوهای غیرمستقیم و بنابراین، عدم قطعیت در دز کل دریافتی افزایش می‌یابد [۳۷]. لژسکی و همکاران، تأیید کرده‌اند که صحت واحد نمایش‌گر به میزان ۱٪ برای شناسایی خطاهای مهم به اندازه کافی حساس است [۳۸]. بنابراین، دستیابی به این میزان صحت برای شناسایی خطاهای، به‌ویژه در طرح درمان‌های پیچیده پرتودرمانی شدت تعدیل شده اهمیت دارد.

۳-۳ خطاهای پرتودرمانی ناشی از عدم قطعیت‌های مدل‌سازی در سیستم طراحی درمان

۱-۳-۳ عدم قطعیت مدل‌سازی تیغه‌های کلیماتور در سیستم طراحی درمان

علاوه بر خطاهای مکانی تیغه‌های کلیماتور در تحویل باریکه تابشی، نکته دیگری که ممکن است باعث عدم قطعیت در محاسبه دز پرتودرمانی شود، طراحی و پهنای متفاوت تیغه‌های کلیماتور هستند. بسیاری از تیغه‌های کلیماتور معمولاً با لبه گرد طراحی می‌شود. لبه تیغه‌ها طوری طراحی می‌شود تا ناحیه نیم‌سایه در یک میدان معین کمینه شود. مدل‌سازی‌های عبور باریکه نشان داده است که تفاوت نیم‌سایه عمدتاً به دلیل انحنای لبه کلیماتورهای چندتیغه‌ای و طراحی آنهاست [۳۹]. با این حال، با وجود پیچیدگی‌های طراحی تیغه‌های کلیماتور، مانند تغییرات کیفیت باریکه و تغییرات شدت میدان، برخی الگوریتم‌های محاسبه دز، پارامترهای خاص کلیماتورهای چندتیغه‌ای را مدل‌سازی نمی‌کنند [۳۹].

در برخی سیستم‌های طراحی درمان نیز فقط از دو پارامتر برای مدل‌سازی عبور باریکه استفاده شده است، که پارامتر دزسنجی شکاف تیغه‌ها یکی از آنهاست [۴۰]. دزسنجی شکاف تیغه‌ها، پارامتری در مدل‌سازی اثر انحنای کلیماتورهای چندتیغه‌ای است که در محاسبات دز طرح درمان‌های پرتودرمانی حائز اهمیت است. بر اساس مطالعاتی که ارتباط بین مقادیر این پارامتر و خطای محاسبات دز در کلیماتورهای چندتیغه‌ای را با ارزیابی توسط فیلم‌ها و محفظه‌های یونش بررسی کرده‌اند، مشاهده شده است که دز محاسباتی به‌طور سیستمی کمتر از دز اندازه‌گیری با مقادیر فیزیکی پارامتر دزسنجی شکاف تیغه‌هاست. بنابراین، بهتر است در سیستم‌های طراحی درمان، مقادیر این پارامتر را با مقادیر ۲۸ و ۳۳ و ۳۶ برای انرژی‌های معین افزایش دهیم تا عدم قطعیت دز محاسباتی کاهش یابد. مقدار بهینه پارامتر دزسنجی شکاف تیغه‌ها، ممکن است به‌طور انحصاری به نوع تیغه‌های کلیماتور، باریکه تابشی و اندازه فک‌ها بستگی داشته باشد. بنابراین، برای تعیین آن به ارزیابی دقیقی نیاز است [۴۰].

۲-۳-۳ عدم قطعیت‌های مدل‌سازی تخت درمان در سیستم طراحی درمان

امروزه در پرتودرمانی خارجی، تخت‌های درمان فیبر کربنی جایگزین تخت‌های پیشین با جنس PMMA و چوب شده‌اند [۴۱]. با وجود این، با توجه به چگالی کم فیبر کربنی و به‌تصویر شفاف

بودن آن نسبت به تابش، در برخی موارد، هیچ تضعیفی در طرح‌های درمان برای آن‌ها در نظر گرفته نشده است [۴۲] و از آن‌جا که ترکیب باریکه‌ها در جهت‌های مختلف تابش، توزیع دز یکنواخت‌تری را ایجاد می‌کند، طراحی طرح درمان بهینه در پرتودرمانی شدت تعدیل یافته به‌طور گسترده‌ای به آزادی در انتخاب فرود باریکه و ترکیب دوران‌های گانتری و تخت بستگی دارد [۴۱]، [۴۳]. بنابراین، در این وضعیت به دلیل افزایش احتمال عبور باریکه تابشی از تخت درمان، بررسی تضعیف باریکه اهمیت بیشتری می‌یابد و این نکته، می‌تواند باعث تضعیف و انحراف نامطلوبی در توزیع دز شود [۴۳].

بر اساس مطالعات، میزان تضعیف باریکه در پرتودهی عادی (زاویه صفر گانتری)، بسته به طراحی تخت، در حدود ۴٪ تا ۹٪ بوده است. همچنین، وجود ریل‌های نگه‌دارنده در برخی تخت‌های درمان، به تنهایی تضعیفی در حدود ۱۷٪ را موجب شده‌اند [۴۲]. با وجود این، برخی مؤسسات آزمون‌های تضمین کیفیت پرتودرمانی با شدت تعدیل شده را حتی در میدان‌های خلفی، بدون در نظر گرفتن تضعیف تخت درمان انجام داده‌اند [۷]. مطالعات متعددی، اهمیت مدل‌سازی تخت درمان و ریل‌های نگه‌دارنده آن را در سیستم طراحی درمان با در نظر گرفتن تضعیف باریکه در عبور از تخت‌ها بررسی کرده‌اند [۳، ۷، ۴۱-۴۶]. بر اساس مطالعات فوق، اثرات دزسنجی ابزارهای خارج از بدن بیمار مانند تخت درمان، ترکیب پیچیده‌ای از افزایش دز پوست، کاهش دز تومور و تغییر در توزیع دز است که بزرگی آن‌ها، تابعی از انرژی باریکه، هندسه نسبی باریکه و ابزارها، ترکیبات فیزیکی آن‌ها، اندازه میدان و زاویه گانتری است [۴۵].

تضعیف باریکه تابشی توسط تخت درمان، با کاهش انرژی فوتون، کاهش اندازه میدان تابشی (افزایش تأثیر سهم پراکندگی باریکه)، افزایش زاویه گانتری (افزایش طول مسیر طی شده توسط باریکه در تخت درمان نسبت به باریکه با زاویه صفر)، حضور ریل‌های نگه‌دارنده در مسیر باریکه تابشی و مکان آن‌ها و نیز افزایش ضخامت نواحی مختلف تخت درمان افزایش می‌یابد [۳، ۴۳-۴۶]. این در حالی است که با ظهور پرتودرمانی با شدت تعدیل شده، علاوه بر افزایش احتمال به کارگیری میدان‌های کوچک در طرح‌های درمان، پرتودهی مایل خلفی باریکه‌های درمانی نسبت به فرود با زاویه صفر متداول‌تر شده است. از طرف دیگر، برخی مطالعات، انرژی فوتونی ۶ مگا‌ولت را در این روش، نسبت به باریکه‌های فوتونی با انرژی بیشتر مطلوب‌تر دانسته‌اند [۴۳، ۴۴، ۴۷]. بنابراین، همه این عوامل موجب می‌شود که اختلاف دز ناشی از تضعیف باریکه توسط تخت درمان، از نظر بالینی برای بیمارانی که به روش پرتودرمانی با شدت تعدیل شده درمان می‌شوند، اهمیت بیشتری پیدا کند

و آزمون‌های تضمین کیفیت باید همراه با مکان دقیق ریل‌ها در محاسبات منظور شود [۴۴]. به همین منظور، تعدادی از مطالعات به تلاش‌هایی در گنجاندن تخت درمان در سیستم طراحی درمان پرداخته‌اند، تا با محاسبه تضعیف تخت، تفاوت بین نتایج محاسبه و اندازه‌گیری کاهش یابد [۳، ۴۱، ۴۲]. مطالعات پُپه و همکارانش [۴۸] و ونٹی [۴۹]، نشان داده‌اند که صرف نظر کردن از تضعیف رویه تخت درمان در محاسبات تضمین کیفیت پیش از درمان بیمار، نوسان زیادی را در شاخص گاما ایجاد کرده است که می‌تواند موجب افزایش نرخ شکست شود. با توجه به نتایج مطالعات، فرض شفاف بودن فیبر کربنی نسبت به تابش معتبر نیست و بدین منظور، پیشنهاد شده است تا به منظور جلوگیری از زیان وارده به نتیجه درمان بیماران، تلاش مضاعفی در مدیریت تخت درمان و ریل‌های آن در مؤسسات درمانی صورت پذیرد [۴۲، ۴۶].

۳-۴ خطاهای ناشی از آشکارسازهای تضمین کیفیت

علاوه بر خطاهای موجود در روند پرتودرمانی، روش‌های تضمین کیفیت متداول پرتودرمانی با شدت تعدیل شده، خود موجب شده است که محاسبات تحلیل شاخص گاما به عواملی که غالباً در نظر گرفته نمی‌شوند، حساسیت نشان دهند [۵۰]. به این منظور، در مطالعات مختلفی به بررسی تغییرات و حساسیت شاخص گامای تضمین کیفیت در سیستم‌های مختلف تجاری پرتودرمانی با شدت تعدیل شده و پرتودرمانی قوسی با مدلاسیون حجمی بر اساس نوع آشکارسازها و با توجه به شکل، پیکربندی، نرم‌افزارهای مرتبط با آن‌ها و عامل‌هایی چون میزان نوفه و وضوح فضایی تصاویر فیلم‌ها و نیز تأثیر انتخاب توزیع دز مرجع، در طرح‌های درمان پرتودرمانی با شدت تعدیل شده، پرداخته‌اند [۹، ۵۰]. نتایج مطالعات نشان داده است که تحلیل شاخص گاما به هر دو عامل وضوح تصویر و وجود نوفه در تصاویر فیلم حساس است. این عامل‌ها با یکدیگر همبستگی داشته و این حساسیت به انتخاب نرم‌افزار و توزیع دز مرجع نیز بستگی دارد. هر چند نوفه و عدم قطعیت‌های آماری در ابزارهای اندازه‌گیری تضمین کیفیت پرتودرمانی با شدت تعدیل شده و شبیه‌سازی‌های مونت کارلو ذاتی هستند، اما، وضوح تصویر و نوفه زیاد می‌توانند به‌طور ساختگی باعث افزایش درصد نقاط عبوری گاما در تضمین کیفیت پرتودرمانی با شدت تعدیل شده شوند و در نتایج مقایسه توزیع دز این روش تأثیر گذارند [۹، ۵۰].

بر اساس مطالعه لوو و دمپسی و همکارانش [۵۱]، وجود نوفه در محاسبات شاخص گاما در توزیع دز و به‌خصوص در طرح‌های درمان شکست‌خورده تأثیر چشم‌گیری دارد؛ به‌طوری که ایجاد فقط

۱٪ نوفه تصادفی در یکی از طرح‌های شکست‌خورده، درصد نقاط عبوری را تا ۱۷/۵٪ در معیار $3/3 \text{ mm}$ افزایش داده است. بنابراین، میزان نوفه در توزیع دز اندازه‌گیری شده باید تا حد امکان کمینه شود [۵۰]. بر اساس گزارش بیلی و همکارانش، نمونه‌برداری کم با وضوح ضعیف آرایه‌های آشکارساز بر پاسخ تحلیل گاما اثر می‌گذارد [۵۲]، به طوری که در صورت افزایش وضوح فضایی تصاویر فیلم با ضریب چهار، متوسط درصد نواخت پذیرش گاما تا حدود ۴/۳٪ افزایش می‌یابد [۵۰]. همچنین، علاوه بر وضوح، پیکربندی و آرایش آشکارساز نیز تأثیر بزرگی در نتایج آزمایشگاهی شاخص گاما دارد و تعیین معیار دقیق‌تری در ارزیابی‌ها مانند $2/2 \text{ mm}$ ، تغییرات در بین سیستم‌های مختلف را مشهودتر می‌سازد [۹]. بنابراین، پاسخ و محدودیت‌های تحلیل شاخص گاما با توجه به تجهیزات در دسترس، عوامل نوفه، وضوح تصاویر، انتخاب مرجع دز و نرم‌افزار مرتبط باید به دقت بررسی شود، تا قوانین تضمین کیفیت پرتودرمانی با شدت تعدیل شده به درستی تعیین شوند. این نکته از آن جهت حائز اهمیت است که خطاهای تحویل درمان با چنین عوامل پنهانی مخفی نشوند، طرح‌های درمان دارای خطا و فاقد آن به درستی تفکیک شوند و مقادیر ساختگی بزرگ نواخت پذیرش گاما موجب گمراهی نشود [۵۰].

۳-۵ روش‌های تشخیص خطاهای پرتودرمانی

با افزایش پیچیدگی‌های طرح‌های درمان، نیاز به بهبود صحت فرایندهای اعتبارسنجی و استفاده از روش‌های تضمین کیفیت با وضوح بیشتر افزایش یافته است. در سال‌های گذشته، تضمین کیفیت پرتودرمانی با شدت تعدیل شده، موضوع بحث‌های بسیاری بوده و دغدغه جهانی در این زمینه محسوب می‌شود. هرچند، تحلیل شاخص گاما یک روش متداول در بررسی میزان اعتبار طرح‌های درمان پرتودرمانی شدت تعدیل شده است، مشاهده شده است که نتایج تحلیل گاما در پاره‌ای از موارد به خوبی با دُز تحویلی در حالت بالینی همخوانی نداشته و تشخیص دقیق علت خطا با توجه به شکست تضمین کیفیت عمومی بیمار دشوار شده است [۵۳، ۵۴].

مطالعات زیادی در زمینه بهبود تضمین کیفیت پرتودرمانی با شدت تعدیل شده انجام شده است، که شامل روش‌های مختلفی مانند استفاده از آشکارسازهای مختلف (آرایه‌های دو بعدی، محفظه یونش و دیودها، آرایه‌های سه بعدی با طراحی‌های مختلف و تصاویر پرتال الکترونیکی، تحلیل بر اساس فایل لاگ بدون آشکارساز، روش ارزیابی براساس هیستوگرام^۱، تعیین آستانه بهتر در روش شاخص

^۱Dose Volume Histogram (DVH)

گاما با استفاده از نمودارهای مشخصه عملکرد^۱ و نیز روش‌های مبتنی بر هوش مصنوعی و شبکه عصبی بر اساس تحلیل تصاویر گاما و استخراج اطلاعات آن با استفاده از روش رادیومیک^۲ است [۵۳-۵۶].

استفاده از تجزیه و تحلیل نمودارهای مشخصه عملکرد برای تعیین آستانه نواخت پذیرش گاما مفید شناخته شده‌اند. به عبارت دیگر، تجزیه و تحلیل این منحنی‌ها، آستانه پذیرش و شکست مطلوب را برای تشخیص خطاهای طرح‌های درمان در معیارهای مختلف شاخص گاما، به‌منظور دستیابی به حساسیت و تعیین کنندگی بالینی نشان داده‌اند [۵۴، ۵۷]. از طرف دیگر، روش جایگزینی برای تجزیه و تحلیل گاما، استفاده از اندازه‌گیری‌های تضمین کیفیت در بازسازی پارامترهای هیستوگرام بیمار با بهره‌گیری از طراحی دز اندازه‌گیری شده بر روی تصاویر سی تی بیمار است. این روش، اطلاعات مستقیمی از اثرات دزسنجی ناشی از انحرافات تحویل درمان ارائه می‌دهد. بنابراین، تجزیه و تحلیل بر اساس منحنی‌های هیستوگرام، به‌عنوان ابزاری قدرتمند، بینش عمیقی نسبت به روش متداول تضمین کیفیت ایجاد می‌کند و امکان یا عدم امکان درمان بیمار را برای طرح پیشنهادی پیش‌بینی می‌کند [۵۴، ۵۸].

در ادامه، برخی روش‌های تضمین کیفیت پرتودرمانی بررسی شده است.

۱-۵-۳ آشکارسازهای تضمین کیفیت پرتودرمانی

روش‌های مختلفی در اعتبارسنجی‌های تضمین کیفیت پیش از درمان مخصوص بیمار در پرتودرمانی با شدت تعدیل شده وجود دارد. متداول‌ترین روش‌های بالینی شامل ترکیب صحیح^۳، ترکیب عمودی^۴، میدان به میدان عمودی^۵ است. در هر یک از این روش‌ها، طرح درمان بیمار در فانتوم‌های فیزیکی و سیستم طراحی درمان بررسی می‌شود. اعتبارسنجی‌ها به شکل اندازه‌گیری‌های دز نقطه‌ای توسط محفظه‌های یونش استوانه‌ای و فانتوم‌های تضمین کیفیت، اندازه‌گیری‌های دوبعدی با دزسنج‌های موجود، مانند آرایه‌های محفظه‌های یونش، آرایه‌های دیودی، تصاویر پرتال الکترونیکی و فیلم‌های رادیوگرافیک و رادیوکرومیک و اندازه‌گیری‌های سه‌بعدی مانند ژل‌های سه‌بعدی هستند [۱۱].

^۱Receiver Operating Characteristic (ROC)

^۲Radiomics

^۳True composite (TC)

^۴Perpendicular composite (PC)

^۵Perpendicular field-by-field (PFF)

در سال‌های اخیر، آرایه‌های مختلفی از محفظه‌های یونش و آرایه‌های آشکارساز دیودی به شکل تجاری در دسترس قرار گرفته‌اند که امکان تأیید دز مطلق پیش از درمان را فراهم کرده‌اند. این نکته، استفاده گسترده از این فناوری را در جایگزینی دز نقطه‌ای و دزسنجی با فیلم و کمک به ساده‌سازی تضمین کیفیت، سبب شده است [۹]. سیستم‌های تجاری در دسترس که دارای شکل، پیکربندی، وضوح و نرم‌افزارهای مرتبط مختلفی هستند، آشکارسازهایی براساس آرایه یونش، مانند آرایه دوبعدی از ۷۲۹ محفظه یونش مکعبی با پیکربندی موازی سطح در فانتوم اکتاویوس و آرایه دوبعدی از ۱۰۲۰ محفظه یونش فانتوم ماتریکس، یا آشکارسازهایی براساس آرایه دیودی، شامل فانتوم استوانه‌ای دلتا ۴ با ۱۰۶۹ دیود p-Si با پیکربندی متقاطع و فانتوم‌های استوانه‌ای مپ‌چک و آرک‌چک با ۱۳۸۶ دیود n-Si با پیکربندی مارپیچی هستند [۹، ۳۱، ۵۹، ۶۰].

امروزه، آرایه‌های آشکارسازهای فوق به دلیل چیدمان آسان‌تر و زمان بررسی کمتر جایگزین مناسبی برای فیلم‌ها در تضمین کیفیت پرتودرمانی با شدت تعدیل شده شناخته شده‌اند و علی‌رغم نوع آشکارساز، خصوصیات خوبی در خطی بودن و تکرارپذیری و عدم وابستگی به آهنگ دز داشته‌اند [۵۹].

۲-۵-۳ روش تضمین کیفیت پرتودرمانی با استفاده از تصاویر پرتال الکترونیکی

یکی از روش‌هایی که امروزه به طور گسترده در تضمین کیفیت پیش از درمان بیمار استفاده می‌شود، استفاده از تصاویر پرتال الکترونیکی و مقایسه توزیع دز حاصل از آن با توزیع دز پیش‌بینی شده در سیستم طراحی درمان است. مزیت استفاده از این روش، علاوه بر وضوح عالی، ناحیه تشخیص بزرگ، اندازه‌گیری سریع و عدم وابستگی زاویه‌ای، در دسترس بودن و عملکرد راحت آن‌هاست، به طوری که این روش برای کاربرد در مقیاس بزرگ مناسب دانسته شده است [۵، ۶۱].

دزسنجی به روش تصاویر پرتال الکترونیکی، کاربردهای مختلفی، شامل تضمین کیفیت پیش از درمان بیمار، تضمین کیفیت درون‌تنی در حین درمان و تخمین کاملی از توزیع دز سه‌بعدی درمان دارد. در دزسنجی درون‌تنی با تصاویر پرتال الکترونیکی، الگوریتم‌ها و نرم‌افزارهای متعددی توسط مراکز علمی مختلف، برای اعتبارسنجی توزیع دز بیمار توسعه یافته‌اند و موجب تنوع گسترده‌ای در آن شده‌اند [۶۲]. روش‌های مختلف دزسنجی با تصاویر پرتال الکترونیکی، شامل دزسنجی انتقالی^۱ با حضور فانتوم یا بیمار در مسیر باریکه تابشی و روش دزسنجی غیرانتقالی^۲ بدون نیاز به مکان‌دهی

^۱Transit EPID dosimetry

^۲Non-transit EPID dosimetry

فانتوم است که در هر دو روش فوق، دزسنجی با یکی از الگوریتم‌های طراحی تصاویر روبه‌جلو^۱ و روبه‌عقب^۲ محاسبه شده است [۶۳].

۳-۵-۳ روش تضمین کیفیت پرتودرمانی با استفاده از هوش مصنوعی و رادیومیک

علاوه بر روش‌های تضمین کیفیت موجود، امروزه توجه زیادی به استفاده از روش‌های هوش مصنوعی مانند یادگیری ماشین در مقابل روش‌های تحلیلی ایجاد شده است. در این روش، از علم یادگیری محاسباتی و شناخت الگوها برای مدل‌سازی و توسعه الگوریتم‌ها استفاده می‌شود. الگوریتم‌های متعددی در زمینه تضمین کیفیت پرتودرمانی با داده‌های سازمان‌دهی شده و سازمان‌دهی نشده مانند تصاویر و صدا و ... توسعه یافته است [۶۴]. بهره‌گیری از اطلاعات موجود در تصاویر به‌طور گسترده‌ای از طراحی درمان، محاسبه دز تا درمان به‌کار گرفته شده است و داده‌های کمی که از این تصاویر استخراج می‌شوند، اطلاعات مفیدی را درباره ویژگی‌های تومور و سیر تکامل درمان بیان می‌کند [۶۴]. بدین منظور، رادیومیک یا داده‌کاوی کمی از ویژگی‌هایی مانند شدت، فرکانس، شکل و بافت از تصاویر پزشکی به‌وجود آمده است و تحلیل گسترده تصاویر، موجب شخصی‌سازی درمان و بهبود تشخیص خطاهای پرتودرمانی شده است، که پیش از این در روش تحلیل گاما به‌خوبی قابل شناسایی نبودند [۵۶].

استخراج خصوصیات تصاویر با رهیافت‌های مختلفی به‌شکل استخراج دستی یا بر اساس آموزش‌های هوش مصنوعی انجام می‌شود. در این زمینه، الگوریتم‌های یادگیری عمیق^۳ که خود شامل الگوریتم‌های مختلفی مانند شبکه عصبی پیچشی^۴ و شبکه عصبی بازگشتی^۵ است، در استخراج برخی اطلاعات سازمان‌دهی نشده استفاده شده است. در جدول شماره ۲، برخی مطالعات تضمین کیفیت پرتودرمانی به روش تصاویر پرتال الکترونیکی و روش‌های مبتنی بر آموزش‌های هوش مصنوعی بیان شده است.

^۱Forward projection

^۲Backward projection

^۳Deep-Learning

^۴Convolutional neural networks (CNN)

^۵Recurrent neural networks (RNN)

جدول ۲ مطالعات روش های تضمین کیفیت پرتودرمانی بر اساس تصاویر پرتال الکترونیکی و هوش مصنوعی.

مراجع	نتایج	مطالعات	
Bojecho C, et al. [۶۵]	<ul style="list-style-type: none"> • حساسیت روش تضمین کیفیت دزسنجی حین درمان تصاویر پرتال الکترونیکی در <i>انحرافات خروجی دستگاه، تغییرات مرزبندی بیمار و تغییرات سیستمی مکانی کلیماتورهای چندتیغه‌ای.</i> • عدم حساسیت در <i>تغییرات مکان بیمار و انحرافات تصادفی در مکان تیغه‌های کلیماتور</i> در دزسنجی حین درمان تصاویر پرتال الکترونیکی. 	<p>بررسی توانایی دزسنجی حین درمان با تصاویر پرتال الکترونیکی در تشخیص خطاهای ایجاد شده در طرح درمان‌های پرتودرمانی با شدت تعدیل شده در نواحی مختلف بدن؛ تشخیص خطاها توسط شاخص گاما و نمودارهای مشخصه عملکرد.</p>	مطالعات تضمین کیفیت به روش دزسنجی تصاویر پرتال الکترونیکی
Thahabah Alharthi et al. [۶۱]	<ul style="list-style-type: none"> • کارایی روش تضمین کیفیت تصاویر پرتال الکترونیکی در اعتبارسنجی‌های پیش از درمان برای طرح‌های درمان ریه در پرتودرمانی استریوتاکتیک. • توانایی تشخیص بیشتر <i>خطاهای مکانی تیغه‌های کلیماتور و خطای تغییر زاویه کلیماتور</i> با معیار گامای $1/1.2\%$. 	<p>بررسی حساسیت تصاویر پرتال الکترونیکی در شناسایی خطاهای تحویل با معرفی سه نوع خطاهای عمده به طرح درمان‌های پرتودرمانی استریوتاکتیک ریه و بررسی تشخیص خطاها توسط شاخص گاما با معیارهای مختلف با مقایسه طرح درمان‌های حاوی خطای تصاویر پرتال الکترونیکی با طرح درمان‌های بدون خطای سیستم طراحی درمان و تصاویر پرتال الکترونیکی.</p>	

مراجع	نتایج	مطالعات	
Yinghui Li et al. [۶۶]	<ul style="list-style-type: none"> تشخیص خطاهای مرتبط با دستگاه، مانند انحرافات در خروجی دستگاه و تغییر مکان تیغه‌های کلیماتور. محدودیت در صحت بازسازی توزیع سه‌بعدی دز تصاویر پرتال الکترونیکی و کاهش حساسیت در تشخیص انحرافات فانتوم. 	<p>بررسی توانایی دزسنجی حین درمان با تصاویر پرتال الکترونیکی در تشخیص خطاهای تحویل و چیدمان ایجاد شده با استفاده از فانتوم‌های مختلف و تصاویر سی تی و مقایسه با نتایج سیستم طراحی درمان؛ بررسی تشخیص خطاها توسط شاخص گاما با معیارهای مختلف و منحنی‌های هیستوگرام.</p>	<p>مطالعات تضمین کیفیت به روش دزسنجی تصاویر پرتال الکترونیکی</p>
Igor Olaciregui-Ruiz et al. [۶۷]	<ul style="list-style-type: none"> قابلیت جداسازی خطاهای مربوط به بیمار، دستگاه شتاب‌دهنده و طراحی درمان با ترکیب توزیع دز سه‌بعدی مجازی و دزسنجی در حین درمان بیمار. توافق بازسازی دز مجازی با اندازه‌گیری‌های محفظه یونش تا ۱٪؛ همخوانی ۹۸/۵٪ با فانتوم اکتاویس ۴ بعدی و ۹۷/۱٪ با سیستم طراحی درمان. 	<p>توسعه الگوریتم back-projection در ساخت توزیع دز سه‌بعدی مجازی با تصاویر پرتال الکترونیکی و اطلاعات تصاویر سی تی در طرح‌های درمان پرتودرمانی با شدت تعدیل شده و پرتودرمانی قوسی با مدلاسیون حجمی؛ بررسی تشخیص خطاها توسط شاخص گاما و منحنی‌های هیستوگرام، مقایسه با فانتوم اکتاویس ۴ بعدی و سیستم طراحی درمان و محفظه یونش.</p>	
Igor Olaciregui-Ruiz et al. [۶۸]	<ul style="list-style-type: none"> تشخیص بهتر خطای تغییرات مکانی در ناحیه مغز و سروگردن نسبت به ناحیه لگن و پروستات. تشخیص عالی ($AUC > ۰/۹$) در تغییرات مرزبندی به میزان ۶ mm؛ تشخیص خوب تا عالی ($AUC > ۰/۸$) برای ۱۰ mm حرکت انتقالی و ۸ درجه دوران به جز ناحیه پروستات. 	<p>بررسی روش بازسازی توزیع دز سه‌بعدی مجازی با تصاویر سی تی در ۷ شاخص مختلف؛ بر اساس شاخص گاما و منحنی‌های هیستوگرام در طرح‌های درمان پرتودرمانی قوسی با مدلاسیون حجمی؛ بهره‌گیری از نواحی مختلف درمان و شبیه‌سازی خطاهای انتقال، دوران و تغییرات یکنواخت مرزبندی بدن بیمار؛ بررسی نتایج با نمودارهای مشخصه عملکرد.</p>	

مراجع	نتایج	مطالعات
	<ul style="list-style-type: none"> • وابستگی قابلیت تشخیص خطاهای ایجاد شده به ناحیه درمان و شاخص انتخابی. 	<p>(AUC: سطح زیر نمودار مشخصه عملکرد)</p>
<p>M.A. Najem [et al. ۶۲]</p>	<ul style="list-style-type: none"> • تأثیر تغییرات فاصله هوا در سیگنال‌های تصاویر پرتال الکترونیکی قابل توجه بوده است؛ تغییرات تا ۳۰٪ با توجه به اندازه میدان، ضخامت فانتوم و فاصله هوایی. • حساسیت روش به گستره‌ای از خطاهای پرتودرمانی و کاهش زمان کل درمان در مقایسه با روش پری. 	<p>توسعه روش پری با معرفی فاکتور تصحیح برای در نظر گرفتن تغییرات فاصله هوایی بین بیمار و دستگاه تصویربرداری و مدل‌سازی تخت درمان در طرح‌های درمان پرتودرمانی با شدت تعدیل شده و پرتودرمانی قوسی با مدلاسیون حجمی؛ اعتبارسنجی حساسیت روش در تشخیص خطاهای تحویل دز به بیمار با معرفی خطاهای عمدی در طرح درمان پروستات و مقایسه با شاخص گاما.</p>
<p>Landon S. Wootton et al. [۵۳]</p>	<ul style="list-style-type: none"> • اثبات کارایی مدل براساس تحلیل تصاویر گامای تضمین کیفیت طرح‌های درمان پرتودرمانی با شدت تعدیل شده. • قابلیت تشخیص بهتر خطاهای مکانی تیغه‌های کلیماتور نسبت به روش تحلیل گاما و توانایی تشخیص خطاهای سیستمی و تصادفی مکانی تیغه‌های کلیماتور. 	<p>توسعه مدل جدید تحلیل رادیومیک گاما، بر اساس تحلیل تصاویر گاما با روش رادیومیک و آزمون مدل برای خطاهای عمدی سیستمی و تصادفی مکانی کلیماتورهای چندتیغه‌ای در ۱۸۶ باریکه شدت تعدیل یافته در نواحی مختلف بدن؛ آزمون مدل با نمودارهای مشخصه عملکرد و مقایسه با نتایج تحلیل گاما؛ اندازه‌گیری‌ها توسط تصاویر پرتال الکترونیکی.</p>
	<ul style="list-style-type: none"> • برتری روش‌های رادیومیک نسبت به تحلیل شاخص گاما در تشخیص خطاهای پرتودرمانی. 	<p>بررسی روش یادگیری عمیق در طبقه‌بندی طرح‌های درمان دارای خطا در پرتودرمانی با شدت تعدیل شده.</p>

مراجع	نتایج	مطالعات		
Matthew J. Nyflot et al. [۵۶]	<ul style="list-style-type: none"> برتری روش یادگیری عمیق نسبت به روش استخراج دستی اطلاعات در طبقه‌بندی خطاها. 	<p>مقایسه دو رهیافت مختلف در استخراج اطلاعات رادیومیک و الگوریتم‌های مختلف یادگیری ماشین در ۱۸۶ باریکه شدت تعدیل یافته در نواحی مختلف بدن؛ آزمون مدل با نمودارهای مشخصه عملکرد و مقایسه با نتایج تحلیل گاما.</p>	<p>مطالعات تضمین کیفیت به روش یادگیری ماشین و رادیومیک</p>	
Yuto Kimura et al. [۶۹]	<ul style="list-style-type: none"> اثبات مؤثر بودن نقشه‌های اختلاف دز و شبکه عصبی پیچشی در تشخیص خطاهای کلیماتورهای چندتیغه‌ای طبقه‌بندی سه‌گانه خطاها به شکل: طرح‌های درمان بدون خطا، طرح‌های درمان دارای خطاهای سیستمی و یا تصادفی مکانی تیغه‌های کلیماتور با صحت کلی ۰/۹۴۴. 	<p>ارزیابی تحلیل نقشه‌های اختلاف دز و گاما توسط شبکه عصبی پیچشی در تشخیص خطاهای مکانی تیغه‌های کلیماتور در طرح‌های درمان پرتودرمانی قوسی با مدلاسیون حجمی برای ۱۶۱ باریکه از طرح درمان پروستات؛ اندازه‌گیری‌ها با آشکارساز دلتا ۴.</p>		
Nicholas J. Potter et al. [۸]	<ul style="list-style-type: none"> مشاهده ویژگی‌های متمایز در نقشه‌های اختلاف دز و فاصله تا توافق و اثبات تأثیر روش در تشخیص و طبقه‌بندی خطاها. صحت کلی مدل در الگوریتم‌های شبکه عصبی بازگشتی و پیچشی به ترتیب ۰/۹۸۳ و ۰/۹۵۶ بوده است. 	<p>بررسی روش شبکه عصبی دوگانه در تشخیص و طبقه‌بندی خطاهای شبیه‌سازی شده در تضمین کیفیت پرتودرمانی با شدت تعدیل شده؛ طراحی شبکه عصبی بازگشتی و پیچشی و آموزش آن‌ها در تشخیص خطاهای دزسنجی و فضایی بر اساس هیستوگرام اختلاف دز و فاصله تا توافق به طور جداگانه در ۱۳ طرح پرتودرمانی با شدت تعدیل شده.</p>		

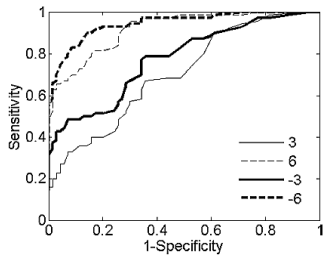
مراجع	نتایج	مطالعات
Joel N K Carlson [۷۰] <i>et al.</i>	<ul style="list-style-type: none">• توانایی تشخیص مدل نهایی در پیش‌بینی مکان تیغه‌های کلیماورها در حین تحویل درمان با درجه بالایی از صحت و افزایش میانگین $\frac{4}{17}\%$ در نرخ پذیرش گامای $1\%/2\text{ mm}$ در ناحیه سر و گردن.• همخوانی بهتر توزیع دز تحویل داده شده با توزیع دز پیش‌بینی شده در منحنی‌های هیستوگرام.	توسعه مدلی براساس یادگیری ماشین در پیش‌بینی خطاهای تیغه‌های کلیماتور و بررسی تأثیر خطاها بر دزسنجی با استفاده از ۷۴ طرح درمان پرتودرمانی قوسی با مدلاسیون حجمی در ناحیه سر و گردن و پروستات.

اگرچه، امروزه تضمین کیفیت به روش تحلیل گاما، یک روش استاندارد در بررسی میزان اعتبار طرح‌های درمان پرتودرمانی با شدت تعدیل شده شناخته می‌شود، با وجود این، این روش با نواخت پذیرش ۹۰٪ و با معیار $3\%/3\text{mm}$ در شناخت خطاها کافی نبوده و فورد و همکاران، آن را روشی با حساسیت کم در تشخیص خطاها دانسته‌اند [۷۱]. برای رفع این مشکل و افزایش حساسیت در تشخیص خطاهای پرتودرمانی، روش‌های تضمین کیفیت مختلفی مانند استفاده از تصاویر پرتال الکترونیکی و روش‌های مبتنی بر هوش مصنوعی و شبکه عصبی گسترش یافته‌اند. بر اساس مطالعات جدول ۲، دزسنجی درون‌تنی تصاویر پرتال الکترونیکی، حساسیت خوبی در تشخیص خطاهایی دارد که موجب تغییراتی در باریکه شتاب‌دهنده می‌شوند، مانند انحرافات کوچک در دُز کلی و خروجی دستگاه $\pm 6\%$ و 3% ، جابه‌جایی سیستمی تیغه‌های کلیماتور به میزان ۱-۲mm، خطاهای مرتبط به زاویه کلیماتور و نیز تغییرات مرزبندی بدن در محدوده ۵-۱۰mm برای در نظر گرفتن تغییرات وزن بیمار. با وجود این، خطاهای مرتبط با فانتوم و تغییرات مکانی بیمار که باعث تغییرات زیادی در پوشش دز هدف می‌شود، به آسانی تشخیص داده نمی‌شود [۶۵، ۶۶]. به همین دلیل، به منظور شناسایی خطاهای کوچک چیدمان پیشنهاد شده است که دزسنجی با این روش، با فناوری هدایت تصویری همراه باشد [۶۵، ۶۶، ۶۸].

شکل ۲، نمودار حساسیت تصاویر پرتال الکترونیکی برای تشخیص خطاهای ایجادشده فوق را در طرح‌های درمان پرتودرمانی با شدت تعدیل شده با توجه به مقادیر AUC، سطح زیر نمودار مشخصه عملکرد، نشان می‌دهد. با توجه به شکل ۲، هرچه مقادیر سطح زیر نمودار مشخصه عملکرد بیشتر باشد، حساسیت روش در تشخیص خطای مدنظر بیشتر است. از طرف دیگر، امروزه با گسترش فناوری‌ها، تضمین کیفیت پرتودرمانی با شدت تعدیل شده و تشخیص و طبقه‌بندی خطاهای مختلف بر اساس آموزش‌های شبکه عصبی با داده‌های مختلف و نیز استخراج اطلاعات از تصاویر فراهم شده است که گام مهمی در تضمین کیفیت پیش از درمان بیمار و طبقه‌بندی و تشخیص طرح‌های درمان حاوی خطاست.

علاوه بر این روش‌ها، مطالعاتی نیز در تأثیر انتخاب معیارهای قوی‌تری تضمین کیفیت شاخص گاما در پرتودرمانی با شدت تعدیل شده مانند معیار $2\%/2\text{mm}$ نیز انجام شده است. نتایج نشان داده است که محدودیت‌های ضعیف‌تر در شاخص گاما باعث کاهش توانایی شناخت خطاهای کوچک

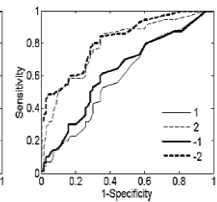
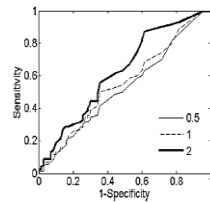
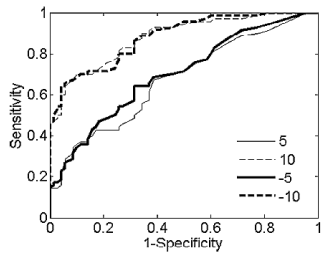
دستگاه می‌شود و بر این اساس، انتخاب معیارهای قوی‌تر نیازمند بهبود بیشتر محاسبات است که همین نکته موجب بهبود صحت طراحی درمان می‌شود [۷۲].



Parameter	Variation			
MU scaling	-6%	-3%	3%	6%
	0.94	0.77	0.70	0.92
MLC Gaussian noise	0.5 mm	1 mm	2 mm	
	0.53	0.55	0.63	
MLC systematic shift	-2 mm	-1 mm	1 mm	2 mm
	0.82	0.63	0.59	0.79
Patient shifts	-10 mm	-5 mm	5 mm	10 mm
Anterior-posterior	0.58	0.54	0.55	0.59
Lateral	0.58	0.54	0.56	0.61
Superior-inferior	0.61	0.56	0.55	0.58
Body contour change	-10 mm	-5 mm	5 mm	10 mm
	0.88	0.70	0.67	0.88

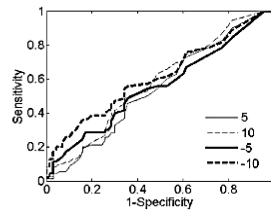
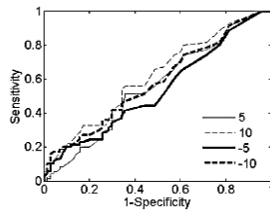
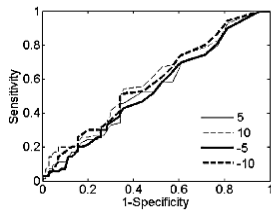
ب) منحنی عملکرد مشخصه بر اساس تغییرات واحد نمایش‌گر به میزان ۳٪ و ۶٪

الف) مقادیر سطح زیر نمودارهای مشخصه عملکرد در عدم قطعیت‌های ایجاد شده در طرح‌های درمان



د) منحنی عملکرد مشخصه در مرزبندی بیمار به میزان ۵ mm و ۱۰ mm

ج) منحنی عملکرد مشخصه در خطای مکانی کلیما توره‌های چند تیغه‌ای؛ تصادفی (چپ) و سیستمی (راست)



ه) منحنی عملکرد مشخصه در جابه‌جایی مکانی بیمار در راس‌های مختلف: جهت قدامی-خلفی (چپ)، جهت جانبی (وسط)، جهت بالا-پایین (راست)

شکل ۲ مقایسه تصاویر بازسازی شده پرتال الکترونیکی در طرح‌های درمان پرتودرمانی با شدت تعدیل شده در عدم قطعیت‌های مختلف با منحنی‌های مشخصه عملکرد به همراه جدول نتایج کمی AUC [۶۵].

۴. بحث و نتیجه‌گیری

امروزه، استفاده از فناوری‌های پیشرفته پرتودرمانی مانند پرتودرمانی با شدت تعدیل‌شده به‌طور روزافزونی گسترش یافته است. لیکن، پیچیدگی در فناوری‌های طراحی و تحویل درمان مانند استفاده از کلیماتورهای چندتیغه‌ای و اهمیت مکان‌دهی و مدل‌سازی صحیح آن‌ها در سیستم طراحی درمان، افزایش تعداد واحدهای نمایش‌گر به دلیل کاهش پهنای متوسط پنجره عبوری باریکه که باعث افزایش سهم پرتوهای غیرمستقیم و عدم قطعیت در دز کل دریافتی می‌شود، استفاده از باریکه‌های مایل خلفی در پرتودرمانی با شدت تعدیل‌یافته و افزایش احتمال تضعیف باریکه تابشی توسط تخت درمان، مانعی برای دستیابی به توزیع دز مطلوب به بیماران در فرایند درمان شده‌اند. به همین منظور، برای محاسبه صحیح دز پرتودرمانی و تحویل مطلوب طرح درمان به بیمار، تلاش فراوانی برای تشخیص هرچه دقیق‌تر خطاها با استفاده از فرایندهای متنوع تضمین کیفیت پیش از درمان بیمار شده است. بر اساس مطالعات فوق، علاوه بر روش تضمین کیفیت متداول شاخص گاما با معیارهای مختلف و استفاده از تصاویر پرتال الکترونیکی در حین درمان، از روش‌های مختلف هوش مصنوعی و شبکه‌های عصبی نیز در تشخیص انواع خطاهای تأثیرگذار در روند درمان، همچون شناسایی خطاهای مکانی کلیماتورهای چندتیغه‌ای و تنظیمات دستگاه شتاب‌دهنده خطی استفاده شده است. بدیهی است که توسعه نرم‌افزاری و هوش مصنوعی با بهبود در زمان طراحی، تضمین کیفیت پیشرفته و افزایش امنیت در بررسی طرح‌های درمان، گامی مهم در شناسایی و طبقه‌بندی عدم قطعیت‌ها در پرتودرمانی با شدت تعدیل‌شده و تحویل درست آن در آینده خواهد بود.

منابع

- [1] Ma, C. and Wang, R., The structural similarity index for IMRT quality assurance: radiomics-based error classification, *Medical Physics*, 2020.
- [2] Fraass, B.A., Errors in radiotherapy: motivation for development of new radiotherapy quality assurance paradigms, *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 71(1), S162-S165, 2008.
- [3] Yu, C.-Y., et al., Impact of radiation attenuation by a carbon fiber couch on patient dose verification, *Scientific Reports* 7(1), 1-8, 2017.
- [4] Margalit, D.N., et al., Technological advancements and error rates in radiation therapy delivery. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 81(4), e673-e679, 2011.
- [5] Huang, M., et al., Preliminary study of clinical application on IMRT three-dimensional dose verification-based EPID system, *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 18(4), 97-105, 2017.

- [6] Tatli, H., et al., Development of independent MU/treatment time verification algorithm for non-IMRT treatment planning: A clinical experience in AIP Conference Proceedings, AIP Publishing LLC, 2018.
- [7] Keeling, V.P., S. Ahmad, and H. Jin., A comprehensive comparison study of three different planar IMRT QA techniques using MapCHECK 2, Journal of applied clinical medical physics, 14(6), 222-233, 2013.
- [8] Potter, N.J., et al., Error detection and classification in patient-specific IMRT QA with dual neural networks, Medical Physics, 47(10), 4711-4720, 2020.
- [9] Hussein, M., et al., A comparison of the gamma index analysis in various commercial IMRT/VMAT QA systems, Radiotherapy and Oncology, 109(3), 370-376, 2013.
- [10] Lam, D., et al., Predicting gamma passing rates for portal dosimetry-based IMRT QA using machine learning, Medical physics, 46(10), 4666-4675, 2019.
- [11] Miften, M., et al., Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: recommendations of AAPM Task Group No. 218, Medical physics, 45(4), e53-e83, 2018.
- [12] Delishaj, D., et al., Set-up errors in head and neck cancer treated with IMRT technique assessed by cone-beam computed tomography: a feasible protocol, Radiation oncology journal, 36(1), 54, 2018.
- [13] Batumalai, V., L. Holloway, and G.P. Delaney., A review of setup error in supine breast radiotherapy using cone-beam computed tomography. Medical Dosimetry, 41(3), 225-229, 2018.
- [14] Samuelsson, A., C. Mercke, and K.-A. Johansson., Systematic set-up errors for IMRT in the head and neck region: effect on dose distribution, Radiotherapy and oncology, 66(3), 303-311, 2003.
- [15] Fraass, B.A., et al., The impact of treatment complexity and computer-control delivery technology on treatment delivery errors, International Journal of Radiation Oncology Biology Physics, 42(3), 651-659, 1998.
- [16] Childress, N.L., et al., Detection of IMRT delivery errors using a quantitative 2D dosimetric verification system, Medical physics, 32(1), 153-162, 2005.
- [17] Mongioj, V., et al., Set-up errors analyses in IMRT treatments for nasopharyngeal carcinoma to evaluate time trends, PTV and PRV margins, Acta Oncologica, 50(1), 61-71, 2011.
- [18] Stroom, J.C., et al., Inclusion of geometrical uncertainties in radiotherapy treatment planning by means of coverage probability, International Journal of Radiation Oncology Biology Physics, 43(4), 905-919, 1999.
- [19] McKenzie, A.L., M. van Herk, and B. Mijnheer., The width of margins in radiotherapy treatment plans, Physics in Medicine & Biology, 45(11), 3331, 2000.
- [20] Van Herk, M., et al., The probability of correct target dosage: dose-population histograms for deriving treatment margins in radiotherapy, International Journal of Radiation Oncology Biology Physics, 47(4), 1121-1135, 2000.
- [21] Biswas, P., et al., Prospective observational study to estimate set-up errors and optimise PTV margins in patients undergoing IMRT for head and neck cancers from a Government cancer centre of Eastern India, Journal of Radiotherapy in Practice, 19(1), 52-58, 2020.
- [22] Hwang, J.-M., et al., Use of electronic portal images to evaluate setup error and intra-fraction motion during free-breathing breast IMRT treatment, Medical Dosimetry, 44(3), 233-238, 2019.
- [23] Huang, G., et al., Error in the delivery of radiation therapy: results of a quality assurance review, International Journal of Radiation Oncology Biology Physics, 61(5), 1590-1595, 2005.

- [24] Bai, S., et al., Effect of MLC leaf position, collimator rotation angle, and gantry rotation angle errors on intensity-modulated radiotherapy plans for nasopharyngeal carcinoma, *Medical Dosimetry*, 38(2), 143-147, 2013.
- [25]. Oliver, M., et al., Understanding the impact of RapidArc therapy delivery errors for prostate cancer, *Journal of applied clinical medical physics*, 12(3), 32-43, 2011.
- [26] Zhang, D., et al., Comparison of 3D and 2D gamma passing rate criteria for detection sensitivity to IMRT delivery errors, *Journal of applied clinical medical physics*, 19(4), 230-238, 2018.
- [27] Karagoz, G., et al., Evaluation of MLC leaf positioning accuracy for static and dynamic IMRT treatments using DAVID in vivo dosimetric system, *Journal of applied clinical medical physics*, 17(2), 14-23, 2016.
- [28] Yan, G., et al., On the sensitivity of patient-specific IMRT QA to MLC positioning errors, *Journal of applied clinical medical physics*, 10(1), 120-128, 2009.
- [29] Mu, G., E. Ludlum, and P. Xia., Impact of MLC leaf position errors on simple and complex IMRT plans for head and neck cancer, *Physics in medicine & biology*, 53(1), 77, 2007.
- [30] Vieilleveigne, L., et al., Gamma index comparison of three VMAT QA systems and evaluation of their sensitivity to delivery errors, *Physica medica*, 31(7), 720-725, 2015.
- [31] Heilemann, G., B. Poppe, and W. Laub., On the sensitivity of common gamma-index evaluation methods to MLC misalignments in Rapidarc quality assurance, *Medical physics*, 40(3), 031702, 2013.
- [32] Agarwal, A., et al., Evaluating the dosimetric consequences of MLC leaf positioning errors in dynamic IMRT treatments, *Journal of Radiotherapy in Practice*, 18(3), 225-231, 2019.
- [33] Mubarak, S., W. Wibowo, and S. Pawiro., Evaluation of MLC errors of LINAC based on log file, in *Journal of Physics: Conference Series*, IOP Publishing, 2019.
- [34] Luo, W., et al., Monte Carlo based IMRT dose verification using MLC log files and R/V outputs, *Medical physics*, 33(7Part1), 2557-2564, 2006.
- [35] LoSasso, T., *IMRT delivery system QA. Intensity modulated radiation therapy: the state of the art*. Madison, WI: Medical Physics Publishing, 561-91, 2003.
- [36] Calandrino, R., et al., Human errors in the calculation of monitor units in clinical radiotherapy practice, *Radiotherapy and Oncology*, 28(1), 86-88, 1993.
- [37] Mohan, R., et al., The impact of fluctuations in intensity patterns on the number of monitor units and the quality and accuracy of intensity modulated radiotherapy, *Medical physics*, 27(6), 1226-1237, 2000.
- [38] Leszczynski, K.W. and P.B. Dunscombe, Independent corroboration of monitor unit calculations performed by a 3D computerized planning system, *Journal of applied clinical medical physics*, 1(4), 120-125, 2000.
- [39] Clark, B.G., T. Teke, and K. Otto., Penumbra evaluation of the varian millennium and BrainLAB M3 multileaf collimators, *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 66(4), S71-S75, 2006.
- [40] Kim, J., et al., Relationship between dosimetric leaf gap and dose calculation errors for high definition multi-leaf collimators in radiotherapy, *Physics and Imaging in Radiation Oncology*, 5, 31-36, 2018.
- [41] Hu, Z., et al., Evaluating and modeling of photon beam attenuation by a standard treatment couch, *Journal of applied clinical medical physics*, 12(4), 139-146, 2011.
- [42] Pulliam, K.B., et al., The clinical impact of the couch top and rails on IMRT and arc therapy. *Physics in Medicine & Biology*, 56(23), 7435, 2011.
- [43] Njeh, C.F., T.W. Raines, and M.W. Saunders., Determination of the photon beam attenuation by the Brainlab imaging couch: angular and field size dependence, *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 10(3), 16-27, 2009.

- [44] Li, H., et al., Characterization of dose impact on IMRT and VMAT from couch attenuation for two Varian couches, *Journal of applied clinical medical physics*, 12(3), 23-31, 2011.
- [45] Olch, A.J., et al., Dosimetric effects caused by couch tops and immobilization devices: report of AAPM Task Group 176, *Medical physics*, 41(6Part1), 2014.
- [46] Myint, W.K., et al., Investigating treatment dose error due to beam attenuation by a carbon fiber tabletop, *Journal of applied clinical medical physics*, 7(3), 21-27, 2006.
- [47] Followill, D.S., F. Nüsslin, and C.G. Orton., IMRT should not be administered at photon energies greater than, *Medical physics*, 34(6Part1), 1877-1879, 2007.
- [48] Popple, R.A., et al., RapidArc radiation therapy: first year experience at the University of Alabama at Birmingham, *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 77(3), 932-941, 2010.
- [49] Vanetti, E., et al., The impact of treatment couch modelling on RapidArc, *Physics in Medicine & Biology*, 54(9), N157, 2009.
- [50] Huang, J.Y., et al., Effects of spatial resolution and noise on gamma analysis for IMRT QA, *Journal of applied clinical medical physics*, 15(4), 93-104, 2014.
- [51] Low, D.A. and J.F., Dempsey. Evaluation of the gamma dose distribution comparison method, *Medical physics*. 30(9), 2455-2464, 2003.
- [52] Bailey, D.W., et al., Statistical variability and confidence intervals for planar dose QA pass rates, *Medical physics*, 38(11), 6053-6064, 2011.
- [53] Wootton, L.S., et al., Error detection in intensity-modulated radiation therapy quality assurance using radiomic analysis of gamma distributions, *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 102(1), 219-228, 2018.
- [54] Stambaugh, C. and G. Ezzell., A clinically relevant IMRT QA workflow: Design and validation, *Medical physics*, 45(4), 1391-1399, 2018.
- [55] Woon, W., et al., A study on the effect of detector resolution on gamma index passing rate for VMAT and IMRT QA, *Journal of applied clinical medical physics*, 19(2), 230-248, 2018.
- [56] Nyflot, M.J., et al., Deep learning for patient-specific quality assurance: Identifying errors in radiotherapy delivery by radiomic analysis of gamma images with convolutional neural networks, *Medical physics*, 46(2), 456-464, 2019.
- [57] Carlone, M., et al., ROC analysis in patient specific quality assurance, *Medical physics*, 40(4), 042103, 2013.
- [58] Zhen, H., B.E. Nelms, and W.A. Tomé., Moving from gamma passing rates to patient DVH-based QA metrics in pretreatment dose QA, *Medical physics*, 38(10), 5477-5489, 2011.
- [59] Chandraraj, V., et al., Comparison of four commercial devices for RapidArc and sliding window IMRT QA, *Journal of applied clinical medical physics*, 12(2), 338-349, 2011.
- [60] Li, J.G., G. Yan, and C. Liu., Comparison of two commercial detector arrays for IMRT quality assurance, *Journal of applied clinical medical physics*, 10(2), 62-74, 2009.
- [61] Alharthi, T., et al., EPID sensitivity to delivery errors for pre-treatment verification of lung SBRT VMAT plans, *Physica Medica*, 59, 37-46, 2019.
- [62] Najem, M., et al., In-vivo EPID dosimetry for IMRT and VMAT based on through-air predicted portal dose algorithm, *Physica Medica*, 52, 143-153, 2018.
- [63] Olaciregui-Ruiz, I., et al., Transit and non-transit 3D EPID dosimetry versus detector arrays for patient specific QA, *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 20(6), 79-90, 2019.
- [64] Luo, Y., S. Chen, and G. Valdes., Machine learning for radiation outcome modeling and prediction, *Medical Physics*, 47(5), e178-e184, 2020.

- [65] Bojchko, C. and E. Ford., Quantifying the performance of in vivo portal dosimetry in detecting four types of treatment parameter variations, *Medical physics*, 42(12), 6912-6918, 2015.
- [66] Li, Y., et al., Investigating the effectiveness of monitoring relevant variations during IMRT and VMAT treatments by EPID-based 3D in vivo verification performed using planning CTs, *PloS one*, 14(6), e0218803, 2019.
- [67] Olaciregui-Ruiz, I., et al., Virtual patient 3D dose reconstruction using in air EPID measurements and a back-projection algorithm for IMRT and VMAT treatments, *Physica Medica*, 37, 49-57, 2017.
- [68] Olaciregui-Ruiz, I., et al., Site-specific alert criteria to detect patient-related errors with 3D EPID transit dosimetry, *Medical Physics*, 46(1), 45-55, 2019.
- [69] Kimura, Y., et al., Error detection using a convolutional neural network with dose difference maps in patient-specific quality assurance for volumetric modulated arc therapy, *Physica Medica*, 73, 57-64, 2020.
- [70] Carlson, J.N., et al., A machine learning approach to the accurate prediction of multi-leaf collimator positional errors, *Physics in Medicine & Biology*, 61(6), 2514, 2016.
- [71] Ford, E.C., et al., Quality control quantification (QCQ): a tool to measure the value of quality control checks in radiation oncology, *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 84(3), e263-e269, 2012.
- [72] Stambaugh, C., et al., Improvements in treatment planning calculations motivated by tightening IMRT QA tolerances, *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 20(1), 250-257, 2019.